

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE MADRID

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR



**Grado en Ingeniería en Tecnologías y Servicios de
Telecomunicación**

TRABAJO FIN DE GRADO

**MODELOS TEÓRICOS SIMPLIFICADOS DE
INTERACCIÓN DE CAMPOS ELECTROMAGNÉTICOS DE
RADIOFRECUENCIA CON IMPLANTES MÉDICOS**

**Álvaro Antequera González
Tutor: Juan Córcoles Ortega
Ponente: Jorge Alfonso Ruiz Cruz**

Julio 2016

MODELOS TEÓRICOS SIMPLIFICADOS DE INTERACCIÓN DE CAMPOS ELECTROMAGNÉTICOS DE RADIOFRECUENCIA CON IMPLANTES MÉDICOS

**AUTOR: Álvaro Antequera González
TUTOR: Juan Córcoles Ortega**

**Grupo de Radiofrecuencia, Antenas, Circuitos y Sistemas
Dpto. de Tecnología Electrónica y de las Comunicaciones
Escuela Politécnica Superior
Universidad Autónoma de Madrid
Julio de 2016**

Resumen

La evaluación de interacciones de campos electromagnéticos de radiofrecuencia con implantes médicos y de los efectos biológicos derivados en el cuerpo humano, así como las estrategias para mitigar estos efectos, es una temática muy novedosa y actualmente en auge. Esto es porque a día de hoy las señales electromagnéticas están presentes en el día a día de todas las personas, y es de interés saber cómo interactúan todas estas señales que nos rodean. Aunque la complejidad de estos estudios es evidente, existen una serie de conclusiones que pueden ser extraídas a través de varios modelos donde se pueden asumir simplificaciones como que los tejidos que componen el cuerpo humano son medios dieléctricos homogéneos con pérdidas, apilados, atacados por una onda plana. El objetivo de este TFG es el desarrollo de modelos teóricos simplificados que ayuden a entender los mecanismos de interacción de ondas electromagnéticas planas atravesando distintos tejidos (materiales dieléctricos) en presencia de implantes (estructuras metálicas). Las tareas a desarrollar serán principalmente dos:

- 1- Formulación de modelos teóricos analíticos e implementación de sus soluciones en software matemático generalista, para el estudio y visualización de las mismas.
- 2- Desarrollo de modelos simplificados que no posean solución analítica y evaluación de los mismos en software comercial de simulación electromagnética.

En este trabajo fin de grado, se relacionará el estudio de las interacciones del campo electromagnético con los tejidos biológicos y con los implantes médicos. Siendo estos implantes médicos de distintos materiales y de distintas formas, analizando cada uno de estas variaciones. Y por último se estudiará el caso de un implante muy cercano a los utilizados en los procedimientos médicos reales.

Palabras clave

Tasa de absorción específica, Tasa de absorción volumétrica, Campo electromagnético, Onda plana, Plano de discontinuidad, Tejido biológico, Implante metálico.

Abstract

The evaluation of interactions of radiofrequency electromagnetic fields with medical implants and the derivatives biological effects on the human body, as well as the strategies to mitigate these effects, are a very novel subject and currently booming. This is because nowadays electromagnetic signals are present in the daily lives of the people, and it's of interest to know how all these signal interact with us. Although the complexity of these studies, there are a number of conclusions that can be drawn through several models where you can take simplifications as the tissues that make up the human body are means homogeneous dielectric lossy materials, stacked, attacked by a flat wave. The aim of this TFG is the development of simplified theoretical models to help us understand the interaction mechanisms of plane electromagnetic waves through different tissues (dielectric materials) in presence of implants (metal structures). The task to be performed are mainly two:

- 1- Analytical formulation of theoretical models and implementation of solutions in general mathematical software for study and display them.
- 2- Development of simplified models that do not have analytical solution and evaluate them in comercial electromagnetic simulation software.

In this bachelor thesis, the study of electromagnetic field interactions will be relate with biological tissues and medical implants. Medical implants being of different materials and in different ways, analyzing each of these variations. And finally it will be study a really similar implant to those used in actual medical procedures

Keywords

Specific absorption rate, Volumetric absorption rate, Electromagnetic field, Plane wave, Planar boundary, Biological tissue, Metal implant.

Glosario

SAR: Specific Absorption Rate, medida de potencia disipada en un objeto biológico.

PEC: Perfect Electric Conductor, material idealizado que muestra una conductividad eléctrica infinita y resistividad cero.

MRI: Magnetic Resonance Imaging, procedimiento médico utilizado en radiología para determinar estructuras físicas.

Onda Plana: Onda de frecuencia constante cuyos frentes de onda son planos paralelos de amplitud constante, normales al vector velocidad de fase.

S-AIMD1: Implante médico usado para la verificación y evaluación de interacciones de implantes con campos electromagnéticos a la frecuencia de funcionamiento de los escáneres de resonancia magnética.

Teorema de Poynting: Establece que la disminución de energía electromagnética en una región se debe a la disipación de potencia en forma de calor y al flujo hacia el exterior del vector de Poynting.

Agradecimientos

En primer lugar dar las gracias a mi tutor, Juan Córcoles Ortega, por su inestimable y generosa ayuda en el desarrollo de este trabajo de fin de grado, y los conocimientos que me ha aportado durante el mismo.

También dar las gracias a todos los miembros de RFCAS, que de una manera u otra me han ayudado, tanto en el desarrollo de este proyecto como a lo largo de la carrera, enseñándome y permitiéndome llegar hasta aquí.

A mis padres Ramón y M^a José, y a mi hermano Ramón por el apoyo y ánimos que he recibido durante esta etapa de mi vida.

A mis amigos, que me han ayudado y animado durante la carrera.

INDICE DE CONTENIDOS

1	Introducción.....	1
1.1	Motivación.....	1
1.2	Objetivos.....	2
1.3	Organización de la memoria.....	2
2	Estado del arte	3
3	Principios Teóricos.....	5
3.1	Campos electromagnéticos internos.....	5
3.2	Campos electromagnéticos externos.....	6
3.2.1	Problema de planos de discontinuidad.....	8
3.2.1.1	Incidencia oblicua con polarización perpendicular	12
3.2.1.2	Incidencia oblicua con polarización paralela	13
4	Modelos Canónicos sobre varios planos de discontinuidad.....	14
4.1	Modelos Canónicos de incidencia normal sobre varias capas de tejidos.....	14
4.2	Modelos Canónicos de incidencia normal reflejada sobre una superficie metálica.....	20
4.3	Modelos Canónicos de incidencia oblicua.....	25
5	Modelos de ondas planas con incidencia sobre implantes	28
5.1	Modelos Canónicos con implante cilíndrico.....	28
5.2	S-AIMD1.....	34
6	Conclusiones y trabajo futuro.....	39
6.1	Conclusiones.....	39
6.2	Trabajo futuro.....	40
	Referencias	- 1 -

INDICE DE FIGURAS

FIGURA 3-2-1: PLANOS DE DISCONTINUIDAD	9
FIGURA 3-2-1-1: POLARIZACIÓN PERPENDICULAR	12
FIGURA 3-2-1-2: POLARIZACIÓN PARALELA	13
FIGURA 4-1-1: ONDA PLANA VARIOS TEJIDOS	14
FIGURA 4-1-2: 3mm DE PIEL Y HUESO INFINITO	16
FIGURA 4-1-3: 5mm DE PIEL Y HUESO INFINITO	17
FIGURA 4-1-4: 7mm DE PIEL Y HUESO INFINITO	17
FIGURA 4-1-5: 5mm DE PIEL, 10mm DE MÚSCULO Y HUESO INFINITO	18
FIGURA 4-1-6: 5mm DE PIEL, 30mm DE MÚSCULO Y HUESO INFINITO	18
FIGURA 4-2-1: PLANO METÁLICO	20
FIGURA 4-2-2: 3mm DE PIEL Y PLANO PEC	21
FIGURA 4-2-3: 3mm DE PIEL Y PLANO DE TITANIO	22
FIGURA 4-2-4: 3mm DE PIEL Y PLANO DE ACERO INOXIDABLE	22
FIGURA 4-2-5: 5mm DE PIEL Y PLANO DE TITANIO	23
FIGURA 4-2-6: 5 mm DE PIEL Y PLANO DE ACERO INOXIDABLE	24
FIGURA 4-3-1: INCIDENCIA OBLICUA	25
FIGURA 4-3-2: INCIDENCIA OBLICUA, POLARIZACIÓN PERPENDICULAR	26
FIGURA 4-3-3: INCIDENCIA OBLICUA, POLARIZACIÓN PARALELA	27
FIGURA 5-1-1: IMPLANTE METÁLICO	29
FIGURA 5-1-2: PLANE WAVE CST	29
FIGURA 5-1-3: TANGENTE DE PÉRDIDAS	31
FIGURA 5-1-4: IMPLANTE METÁLICO (D=4mm Y L=40 mm), INCIDENCIA NORMAL	32
FIGURA 5-1-5: IMPLANTE METÁLICO, VARIACIÓN EN LA LONGITUD	32
FIGURA 5-1-6: IMPLANTE METÁLICO, INCIDENCIA OBLICUA	33
FIGURA 5-2-1: ESQUEMA S-AIMD1	34
FIGURA 5-2-2: S-AIMD1, INCIDENCIA NORMAL	36
FIGURA 5-2-3: S-AIMD1, INCIDENCIA OBLICUA	36

INDICE DE TABLAS

TABLA 2-1: SAR CUERPO	4
TABLA 4-1: TEJIDOS BIOLÓGICOS	15
TABLA 4-2: MATERIAL PLANO METALICO	20
TABLA 5-1: TEJIDO DEL HUESO	30
TABLA 5-2-1: MEDIDAS DEL IMPLANTE S-AIMD1	34
TABLA 5-2-2: VALORES DEL MATERIAL AISLANTE	35
TABLA 5-2-3: VALORES DEL TEJIDO QUE RODEA AL S-AIMD1	35

1 Introducción

1.1 Motivación

A día de hoy, muchas personas llevan en sus cuerpos componentes metálicos de distintas procedencias. La gran mayoría de estos implantes son consecuencia de intervenciones quirúrgicas ortopédicas (tornillos, barras, placas, etc.), aunque también se puede deber a quistes metálicos derivados de algún accidente, o para mejorar las condiciones de vida de una persona (marcapasos). En el mundo actual las telecomunicaciones forman parte de nuestro día a día, por lo que estamos rodeados siempre de sistemas de telecomunicación que emiten campos electromagnéticos de radiofrecuencia, desde nuestro teléfono móvil hasta antenas de televisión, radio...

Por lo tanto es importante conocer y poder estudiar como se relacionan estos dos aspectos, es decir, como influye en una persona que es portadora de un implante metálico los campos electromagnéticos de los que está rodeada en su día a día.

Estas interacciones entre el campo electromagnético, el implante metálico y los tejidos que lo rodean son muy variadas y complejas, dependiendo de factores como el tipo de material del implante, características de la onda electromagnética de radiofrecuencia, características de los tejidos que rodean al implante, etc.

El calentamiento de los tejidos biológicos que rodean al implante es un efecto muy conocido cuando hablamos de interacción de campos electromagnéticos de radiofrecuencia. Estos implantes metálicos pueden aumentar y concentrar mucho más este calentamiento en los tejidos biológicos que lo rodean en función de las características del campo electromagnético de radiofrecuencia incidente.

Esta consecuencia de la interacción entre los implantes metálicos y el campo electromagnético de radiofrecuencia ha sido recogida por varias guías y normas donde se advierte que en los casos en los que se excedan los límites de exposición permitidos deben ser evaluados.

1.2 Objetivos

El objetivo principal de este TFG es analizar las consecuencias producidas por la interacción entre el implante metálico y el campo electromagnético de radiofrecuencia. Para ello será necesario determinar la variación de energía electromagnética absorbida por los tejidos que rodean al implante metálico, es decir, determinar el nivel de SAR (Specific Absorption Rate) cuando entran en juego el campo electromagnético y el implante.

Este análisis se realizará sobre una serie de modelos canónicos de implantes, que facilitarán el análisis y la extracción de datos. A partir de estos modelos canónicos se irán introduciendo una serie de modificaciones tanto al implante, como al tejido que lo rodea así como al campo electromagnético incidente, para poder estudiar de manera más exhaustiva los detalles más importante de la interacción entre el implante y el campo. En estos modelos canónicos el campo electromagnético generado se asumirá como una onda plana.

Por último, se analizará un caso más complejo y que se acerca a lo que en realidad ocurre cuando interaccionan estos dos elementos.

Estas simulaciones, incluso en los casos canónicos son complejas, pero existen herramientas que facilitan el trabajo en este campo como es el caso de CST Microwave Studio, existiendo módulos especializados en este aspecto.

1.3 Organización de la memoria

Este proyecto se divide en los siguientes capítulos:

- **Capítulo 1: Introducción.** Motivación, objetivos y estructura de la memoria.
- **Capítulo 2: Estado del arte.** Se definirá de forma genérica la interacción entre los campos electromagnéticos y los implantes médicos.
- **Capítulo 3: Principios teóricos.** En este apartado se realizará un resumen de los conceptos teóricos sobre los que se fundamenta el trabajo realizado.
- **Capítulo 4: Modelos Canónicos sobre varios planos de discontinuidad.** Se definirán, implementarán y analizarán los modelos canónicos con estas características.
- **Capítulo 5: Modelos de ondas planas con incidencia sobre implantes.** Se definirán, implementarán y analizarán los modelos canónicos de implantes cilíndricos y un implante que se aproxima a uno real, el S-AIMD1.
- **Capítulo 6: Conclusión y trabajo futuro.** Conclusiones obtenidas a partir de los modelos simulados en los capítulos anteriores. Posibles mejoras para poder seguir desarrollando este trabajo.

2 Estado del arte

Este trabajo se orienta a determinar la interacción que se produce cuando una onda electromagnética incide sobre tejido biológico en el que se encuentra instalado un implante metálico. Esta interacción da como resultado un calentamiento en los tejidos biológicos que rodean al implante, pudiendo hacer estos implantes que aumente y se concentre mucho más el calor. Como medida de estas interacciones se estudia el SAR. Estas interacciones están reguladas y limitadas por una serie de normas y estándares que guían el proceso de análisis.

SAR (Specific Absorption Rate) [1] es una medida de dosimetría que se define como la derivada en el tiempo del incremento de energía absorbida por incremento de masa contenido en un elemento de volumen con una cierta densidad.

El primer organismo que aceptó el SAR como parámetro en la dosimetría de exposición al campo electromagnético fue el ANSI (American National Standards Institute) en 1982 [2].

El parámetro SAR sólo se presenta como magnitud útil para cuantificar las interacciones de la radiación de radiofrecuencia con los sistemas vivos. Representa la variación de energía electromagnética absorbida en un lugar concreto dentro del tejido biológico [1].

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dV} \right) \quad \left[\frac{W}{Kg} \right]$$

EL SAR depende tanto de variables físicas biológicas, como de variables de la frecuencia, polarización del campo, etc.

Si la potencia que incide en los tejidos biológicos es lo suficientemente alta, la energía absorbida por estos tejidos provocará un aumento de temperatura. Aunque este aspecto del SAR no está tratado en este trabajo es importante hablar sobre él ya que es una de las características más importantes.

Si registramos este aumento de temperatura (mediante sensores de temperatura) podemos establecer una relación entre el SAR y estos datos registrados como [1]:

$$SAR = c_i \frac{dT}{dt}$$

Siendo c_i el calor específico del tejido biológico $\left[\frac{J}{Kg^{\circ}C} \right]$ y T la temperatura del tejido $[^{\circ}C]$.

En esta relación se ha supuesto que no hay pérdidas de calor por difusión o radiación o por el efecto termorregulador del cuerpo (sudor, aumento del flujo de sangre,...).

De manera inversa, el aumento de temperatura de los tejidos puede calcularse a partir del SAR usando la ecuación de transferencia de calor en tejidos biológicos [1]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T - \rho \rho_c c_b F (T - T_b) + \rho SAR$$

Donde T es la temperatura [$^{\circ}\text{C}$], t es el tiempo [s], ρ es la densidad [$\frac{\text{Kg}}{\text{m}^3}$], c el calor específico [$\frac{\text{J}}{\text{Kg}^{\circ}\text{K}}$], k la conductividad térmica [$\frac{\text{W}}{\text{m}^{\circ}\text{K}}$], ρ_b es la densidad de la sangre [$\frac{\text{Kg}}{\text{m}^3}$], c_b el calor específico de la sangre [$\frac{\text{J}}{\text{Kg}^{\circ}\text{K}}$], T_b es la temperatura de la sangre [$^{\circ}\text{C}$] y F es la relación de flujo de sangre [$\frac{\text{m}^3}{\text{Kg s}}$].

Como se ha expuesto al principio de este apartado, existen varios estándares y normas que regulan el SAR en el tejido biológico humano, de manera que no perjudique a la salud de las personas [3-4]. También existen estándares para situaciones específicas donde una persona se expone a un campo electromagnético más intenso de lo habitual (examen de resonancia magnética) [5].

De manera breve se expondrán algunas de las características más importantes relacionadas con las limitaciones de exposición del campo electromagnético al tejido biológico, obtenidas de los dos documentos [3-4].

En estos dos documentos se limita la media del SAR en distintas zonas del cuerpo, así como una media del SAR permitido en general (todo el cuerpo).

La media del SAR se presenta en la siguiente tabla [3-4]:

	SAR [W/Kg]
Cuerpo entero	0.4
Tronco y cabeza	10
Extremidades	20

Tabla 2-1: SAR cuerpo

3 Principios Teóricos

La exposición a campos electromagnéticos de alta frecuencia ($10 \text{ KHz} < f < 300 \text{ GHz}$) puede producirse de forma intencionada por radiadores como antenas de telecomunicación, radares, etc, o se puede deber a fallos de diseño en dispositivos que provoquen campos de fuga.

Estos campos electromagnéticos podemos clasificarlos en función de donde se produzcan en campos electromagnéticos externos y campos electromagnéticos internos.

Los campos externos se dividen en campos cercanos y lejanos. Se considera campo lejano a partir de una distancia $l = \frac{2D^2}{\lambda}$ desde la antena, siendo D la dimensión más grande de la antena y λ la longitud de onda. Bajo estas condiciones, el campo electromagnético se considera como una onda plana. El campo lejano se caracteriza por la intensidad del campo eléctrico, la intensidad del campo magnético y por la densidad de potencia.

Los campos internos son aquellos que se producen dentro de los tejidos biológicos debido a la presencia de campos externos. Estos campos internos se cuantifican por el vector de campo eléctrico y por la tasa de absorción específica (SAR).

3.1 Campos electromagnéticos internos

En este trabajo a la hora de hablar sobre los campos electromagnéticos internos, nos centraremos en el concepto de SAR [1].

Si a la ecuación vista en el apartado de “Estado del arte” sobre el SAR le aplicamos el teorema de Poynting para campos electromagnéticos sinusoidales podemos expresar el SAR como:

$$SAR = \frac{\sigma |E_i|^2}{2\rho}$$

Donde σ es la conductividad del tejido biológico [$\frac{\Omega^{-1}}{m}$], el cual debe ser conocido para cada tipo de tejido y frecuencia de interés. ρ es la densidad del tejido [$\frac{Kg}{m^3}$], el cual deberá conocerse también para cada tipo de tejido biológico sobre el que se aplique esta formulación. Por último, E_i es el valor de pico del campo eléctrico interno inducido por el campo electromagnético externo. Donde SAR se mide en [W/Kg].

Otra fórmula importante que se deriva del SAR es el VAR [1]. Donde la potencia de RF calculada mediante la integración de un punto VAR sobre un cubo de 10 cm³ es equivalente a la potencia de RF obtenida mediante la integración del SAR sobre un cubo de 10 gramos de masa, cuando la densidad del medio es de 1000 Kg/m³.

El concepto de VAR (Volumetric Absorption Rate) se calcula como:

$$VAR = \frac{\sigma |E|^2}{2} \quad \left[\frac{W}{m^3} \right]$$

En ciertos puntos de este trabajo se elegirá trabajar con VAR y no con SAR porque es más sencillo de calcular.

3.2 Campos electromagnéticos externos

Para analizar el SAR, previamente es imprescindible conocer y analizar los campos electromagnéticos externos, ya que son estos los que inducen el campo electromagnético interno.

Para el desarrollo de este proyecto se ha considerado que la fuente de emisión del campo electromagnético se encuentra a una distancia igual o mayor a $\frac{2D^2}{\lambda}$. Por lo tanto, el campo electromagnético que llega al tejido bajo estudio será posible considerarlo como una onda plana uniforme.

Una onda plana uniforme es una solución particular de las ecuaciones de Maxwell teniendo el campo eléctrico la misma dirección, magnitud y fase en planos infinitos perpendiculares a la dirección de propagación; esto también se cumple para el campo magnético.

Los tejidos biológicos que se utilizarán a lo largo del proyecto son medios en los que se deben incluir los efectos de las pérdidas óhmicas. Por lo tanto, la permitividad será compleja, siendo ϵ_c [6]:

$$\varepsilon_c = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad \left[\frac{F}{m} \right]$$

Donde ε' y ε'' son funciones de la frecuencia. Además, podemos definir la conductividad equivalente donde se tenga en cuenta las pérdidas como:

$$\sigma = \omega\varepsilon'' \quad \left[\frac{S}{m} \right]$$

Cuando queremos medir la pérdida de potencia en el medio, debemos observar la razón $\frac{\varepsilon''}{\varepsilon'}$ la cual se denomina tangente de pérdidas:

$$\tan \delta_c = \frac{\varepsilon''}{\varepsilon'} \cong \frac{\sigma}{\omega\varepsilon_c}$$

El dato δ_c se conoce como ángulo de pérdidas.

En un medio con pérdidas se define la constante de propagación [6], γ , como:

$$\gamma = jk_c = j\omega\sqrt{\mu\varepsilon_c} \quad [m^{-1}]$$

Desarrollando esta expresión obtenemos:

$$\gamma = \alpha + j\beta = j\omega\sqrt{\mu\varepsilon'} \left(1 - j \frac{\varepsilon''}{\varepsilon'} \right)^{1/2}$$

Donde α y β son, respectivamente, la parte real e imaginaria de γ .

A partir de este desarrollo ahora examinaremos la solución de la siguiente ecuación de Helmholtz:

$$\nabla^2 \vec{E} + k_c^2 \vec{E} = 0$$

En el caso particular de una onda plana uniforme que se propaga según +z caracterizada por $E = a_x E_x$ y $H = a_y H_y$, la ecuación anterior se simplifica a:

$$\frac{d^2 E_x}{dz^2} = \gamma^2 E_x$$

Donde la solución es:

$$E_x = E_0 e^{-\gamma z} = E_0 e^{-\alpha z} e^{-j\beta z}$$

Donde α y β son números positivos. De esta ecuación, el término $e^{-\alpha z}$ disminuye a medida que z va aumentando, es decir es un factor de atenuación y al factor α se denomina como constante de atenuación [$\frac{Np}{m}$]. Por otro lado, el término $e^{-j\beta z}$ es un factor de fase, al factor β se le denomina como constante de fase [$\frac{rad}{m}$] y expresa la magnitud del cambio de fase que se produce cuando la onda viaja un metro [6].

3.2.1 Problema de planos de discontinuidad

Ahora pasaremos a analizar los conceptos teóricos más importantes de la incidencia normal de ondas planas sobre planos de discontinuidad [6].

Para este trabajo, los medios que separan los planos de discontinuidad serán los tejidos biológicos con pérdidas. Las características de cada uno de los tejidos que se utilizarán se definirán más adelante, por lo que en este apartado se expondrán los principios teóricos de manera general para cualquier tejido.

Consideremos la situación de dos medios, donde la onda incidente (\vec{E}_i, \vec{H}_i) se propaga en el medio 1 (ϵ_1, μ_1) en la dirección +z hacia el medio 2 (ϵ_2, μ_2). La superficie de separación es el plano $z=0$ y ambos medios de extensión infinita. Esta situación se ilustra en la siguiente figura:

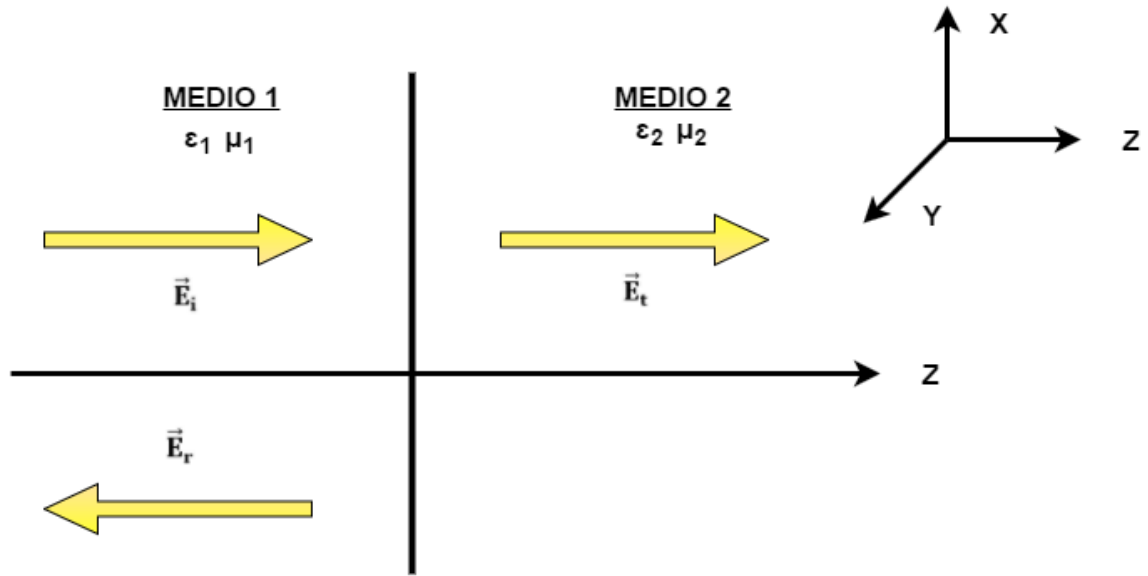


Figura 3-2-1: Planos de discontinuidad.

El campo electromagnético para la onda incidente en el medio 1:

$$\vec{E}_i = E_0 e^{-\gamma_1 z} \vec{a}_x$$

$$\vec{H}_i = \frac{E_0}{Z_1} e^{-\gamma_1 z} \vec{a}_y$$

Donde Z es la impedancia de onda [Ω], la cual establece la relación entre el campo eléctrico y magnético, y se define como:

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\varepsilon}}$$

Para la onda reflejada en el medio 1:

$$\vec{E}_r = E_r e^{-\gamma_1 z} \vec{a}_x$$

$$\vec{H}_r = -\frac{E_r}{Z_1} e^{-\gamma_1 z} \vec{a}_y$$

De manera análoga para la onda transmitida al medio 2:

$$\vec{E}_t = E_t e^{-\gamma_2 z} \vec{a}_x$$

$$\vec{H}_t = -\frac{E_t}{Z_2} e^{-\gamma_2 z} \vec{a}_y$$

Sobre la superficie de separación se cumplen las condiciones de contorno [7] las cuales establecen:

$$\vec{E}_i + \vec{E}_r = \vec{E}_t$$

$$\vec{H}_i + \vec{H}_r = \vec{H}_t$$

Sustituyendo en estas dos ecuaciones se obtiene:

$$E_0 + E_r = E_t \quad \frac{E_0 - E_r}{Z_1} = \frac{E_t}{Z_2}$$

Y despejando obtenemos:

$$\Gamma = \frac{E_r}{E_0} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$$T = \frac{E_t}{E_0} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}$$

Siendo Γ y T los coeficientes de reflexión y transmisión [6], respectivamente, en el plano de discontinuidad $z=0$.

Si queremos evaluar el coeficiente de reflexión o transmisión visto a una distancia “d” de $z=0$ entonces:

$$\Gamma(z = d) = \Gamma(z = 0) e^{-2\gamma_1 d}$$

$$T(z = d) = T(z = 0) e^{2\gamma_2 d}$$

Además de la información proporcionada por los coeficientes de transmisión y reflexión y la impedancia de onda, existe otro parámetro importante que da mucha información acerca de la distribución espacial del campo en el caso de planos de discontinuidad, y es el diagrama de onda estacionaria.

El diagrama de onda estacionaria [7] es la representación de la variación de la magnitud del campo total de la onda estacionaria (onda incidente más reflejada) con la distancia, y se define como:

$$|\vec{E}_1(z)| = |\vec{E}_{0i1}| (e^{-2\alpha_1 z} + |\Gamma_1(0)|^2 e^{2\alpha_1 z} + 2|\Gamma_1(0)| \cos(2\beta_1 z + \angle \Gamma_1(0)))^{\frac{1}{2}}$$

Por último, para cerrar el problema de incidencia de ondas planas sobre planos de discontinuidad, se presentarán los conceptos teóricos más relevantes en dos casos particulares de incidencia:

- Incidencia oblicua con polarización paralela
- Incidencia oblicua con polarización perpendicular.

Esta división se realiza porque cualquier campo eléctrico polarizado según cualquier dirección puede descomponerse como un vector perpendicular (polarización perpendicular) y un vector paralelo (polarización paralela) al plano de representación.

3.2.1.1 Incidencia oblicua con polarización perpendicular

El caso de incidencia oblicua con polarización perpendicular [8] de una onda plana sobre un plano de discontinuidad está representado en la siguiente figura:

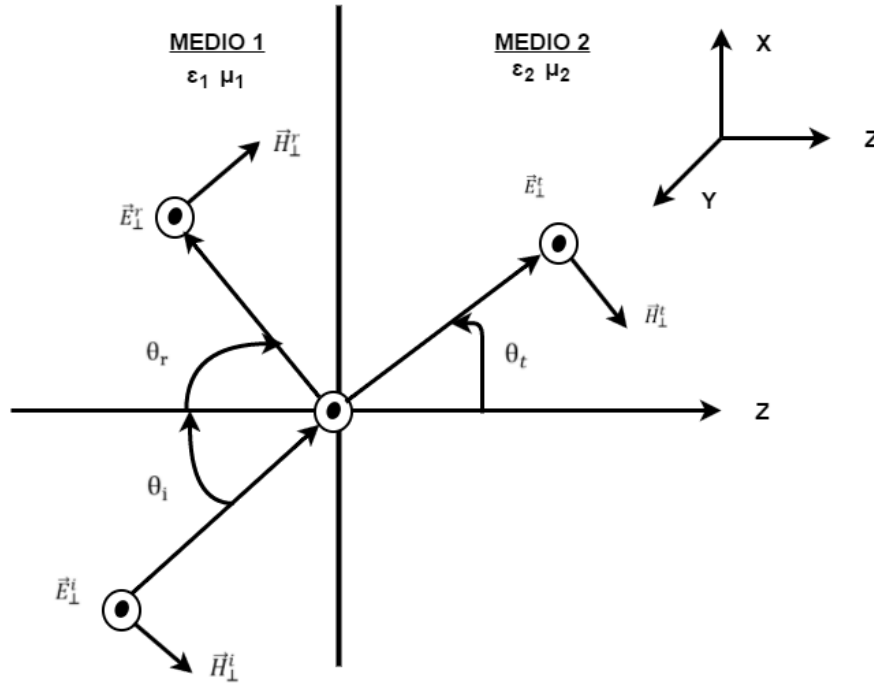


Figura 3-2-1-1: Polarización perpendicular.

Donde el campo eléctrico de la onda incidente de la figura se define como:

$$\vec{E}_\perp^i = \vec{a}_y E_0 e^{-\gamma_1(x \sin \theta_i + z \cos \theta_i)}$$

De igual forma el campo eléctrico reflejado y transmitidos son:

$$\vec{E}_\perp^r = \vec{a}_y E_\perp^r e^{-\gamma_1(x \sin \theta_r - z \cos \theta_r)}$$

$$\vec{E}_\perp^t = \vec{a}_y E_\perp^t e^{-\gamma_2(x \sin \theta_t + z \cos \theta_t)}$$

Donde $E_\perp^r = \Gamma_\perp E_0$ y $E_\perp^t = T_\perp E_0$.

Para obtener los coeficientes de reflexión (Γ_\perp) y de transmisión (T_\perp) en la superficie de discontinuidad se aplican las condiciones de contorno y las leyes de Snell de la reflexión y de la refracción, obteniendo:

$$\Gamma_\perp = \frac{E_\perp^r}{E_0} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}$$

$$T_\perp = \frac{E_\perp^t}{E_0} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}$$

3.2.1.2 Incidencia oblicua con polarización paralela

Este último caso de incidencia oblicua de una onda plana sobre una superficie de discontinuidad con polarización paralela [8] viene representado en la siguiente figura:

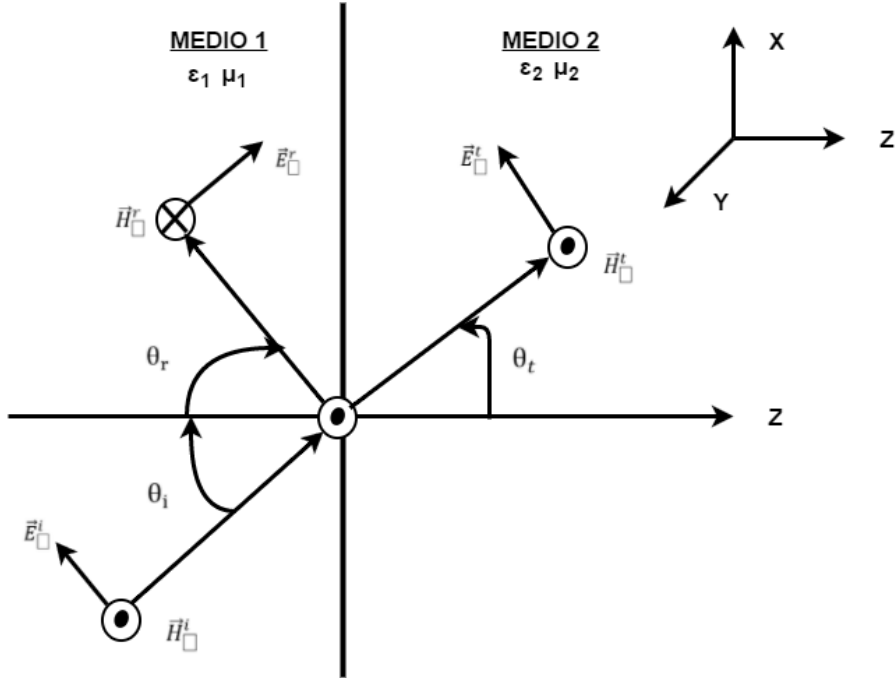


Figura 3-2-1-2: Polarización paralela.

Donde el campo eléctrico incidente, reflejado y transmitidos están definidos como:

$$\vec{E}_i = (\vec{a}_x \cos \theta_i - \vec{a}_z \sin \theta_i) E_0 e^{-\gamma_1(x \sin \theta_i + z \cos \theta_i)}$$

$$\vec{E}_r = (\vec{a}_x \cos \theta_r + \vec{a}_z \sin \theta_r) E_r e^{-\gamma_1(x \sin \theta_r - z \cos \theta_r)}$$

$$\vec{E}_t = (\vec{a}_x \cos \theta_t - \vec{a}_z \sin \theta_t) E_t e^{-\gamma_2(x \sin \theta_t + z \cos \theta_t)}$$

Donde de manera similar al caso anterior $E_r = \Gamma E_0$ y $E_t = T E_0$.

Al igual que en el caso de polarización perpendicular, aplicando las condiciones de contorno y las leyes de Snell, obtenemos los valores de Γ y T como:

$$\Gamma = \frac{E_r}{E_0} = \frac{Z_2 \cos \theta_t - Z_1 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_t + Z_1 \cos \theta_i}$$

$$T = \frac{E_t}{E_0} = \frac{2 Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_t + Z_1 \cos \theta_i}$$

4 Modelos Canónicos sobre varios planos de discontinuidad

Como ya se ha dicho en apartados anteriores, en este trabajo abordaremos el estudio de casos canónicos que nos ayudarán a analizar de una manera más asequible el comportamiento del campo electromagnético de radiofrecuencia cuando incide en el tejido biológico y de qué manera interactúan. En este apartado los modelos canónicos que se desarrollarán serán:

- Modelos Canónicos de incidencia normal sobre varias capas de tejidos.
- Modelos Canónicos de incidencia normal reflejada sobre una superficie metálica.
- Modelos Canónicos de incidencia oblicua.

Estos tres apartados se han realizado con la herramienta Python y a continuación se han representado los resultados gracias a Matlab.

4.1 Modelos Canónicos de incidencia normal sobre varias capas de tejidos

En este apartado se diseñarán los modelos canónicos en los cuales para un primer acercamiento no se introducirá el implante metálico.

Estos modelos tienen varios aspectos en común. Se generará una onda plana según lo visto en “Principios teóricos”. El módulo de esta onda plana es 1 [V/m] y se propaga hacia z positivo. Esta onda plana viaja a través del aire e incide en $z=0$ sobre el tejido biológico. Este escenario está representado en la siguiente figura:

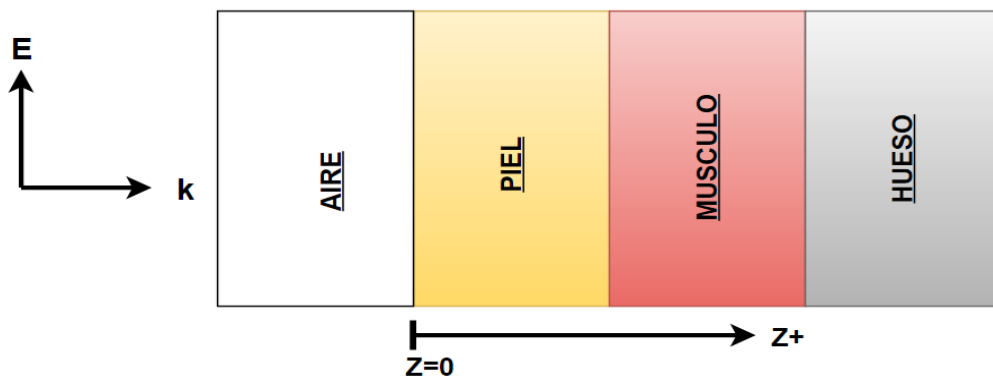


Figura 4-1-1: Onda plana varios tejidos

Las frecuencias a las que se han generado las ondas planas han sido 1, 2, 4, 6, 8, 10 GHz.

Las características eléctricas de estos materiales [9] se muestran en la siguiente tabla:

Frecuencia GHz	Piel		Músculo		Hueso	
	ϵ_r	σ [S/m]	ϵ_r	σ [S/m]	ϵ_r	σ [S/m]
1	40.9	0.9	54.8	0.978	12.4	0.156
2	38.6	1.265	53.3	1.454	11.7	0.31
4	36.6	2.34	50.8	3.016	10.5	0.727
6	34.9	3.891	48.2	5.202	9.6	1.203
8	33.2	5.824	45.5	7.798	8.8	1.68
10	31.3	8.014	42.8	10.626	8.1	2.136

Tabla 4-1: Tejidos biológicos

Además, las propiedades eléctricas del aire utilizadas serán $\epsilon_r = 1$ y $\sigma = 0$.

Con estos datos y según lo visto en el apartado “Principios teóricos”, el objetivo es obtener el módulo del campo eléctrico en cada punto del material biológico que atraviesa la onda electromagnética de radiofrecuencia. Conociendo este módulo se podrá obtener el valor puntual del SAR.

Para los valores de densidad del tejido biológico (piel, musculo y hueso) que se utilizarán para obtener el valor del SAR, se asume por las similitudes en estos tres materiales que su densidad es $\rho = 1000 \left[\frac{Kg}{m^3} \right]$ [9].

Los distintos modelos canónicos que se implementarán en esta sección intentan abarcar el mayor número de posibilidades ya que en el cuerpo los tejidos no están distribuidos de la misma manera, por lo que en los modelos canónicos implementados se irán añadiendo nuevos tejidos y variando la profundidad de los mismos.

Los resultados de este apartado consisten en una serie de gráficas en donde se representa el valor del SAR normalizado a la superficie frente a la profundidad en la que se encuentre del tejido para varias frecuencias.

Este valor del SAR normalizado a la superficie será algo que se mantenga en otros resultados no solo en estos modelos, por lo que es importante dejar claro a que nos referimos con esto. Por tanto cuando hablemos de SAR normalizado a la superficie nos estaremos refiriendo a:

$$SARn = \frac{SAR(z)}{SAR(z=0)}$$

Donde SAR (z) es el valor del SAR en el punto del espacio concreto en el que estemos interesados y SAR (z=0) es el valor del SAR en el primer punto de discontinuidad entre el aire y el comienzo del tejido biológico.

Los casos concretos que se han analizado y sus resultados son:

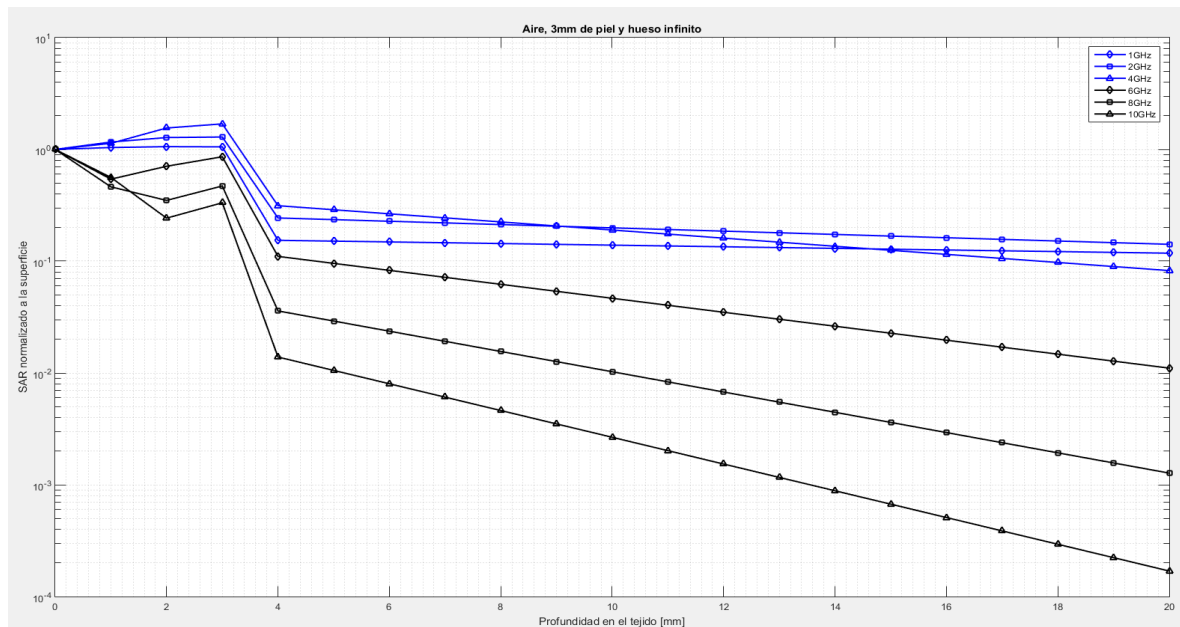


Figura 4-1-2: 3mm de piel y hueso infinito

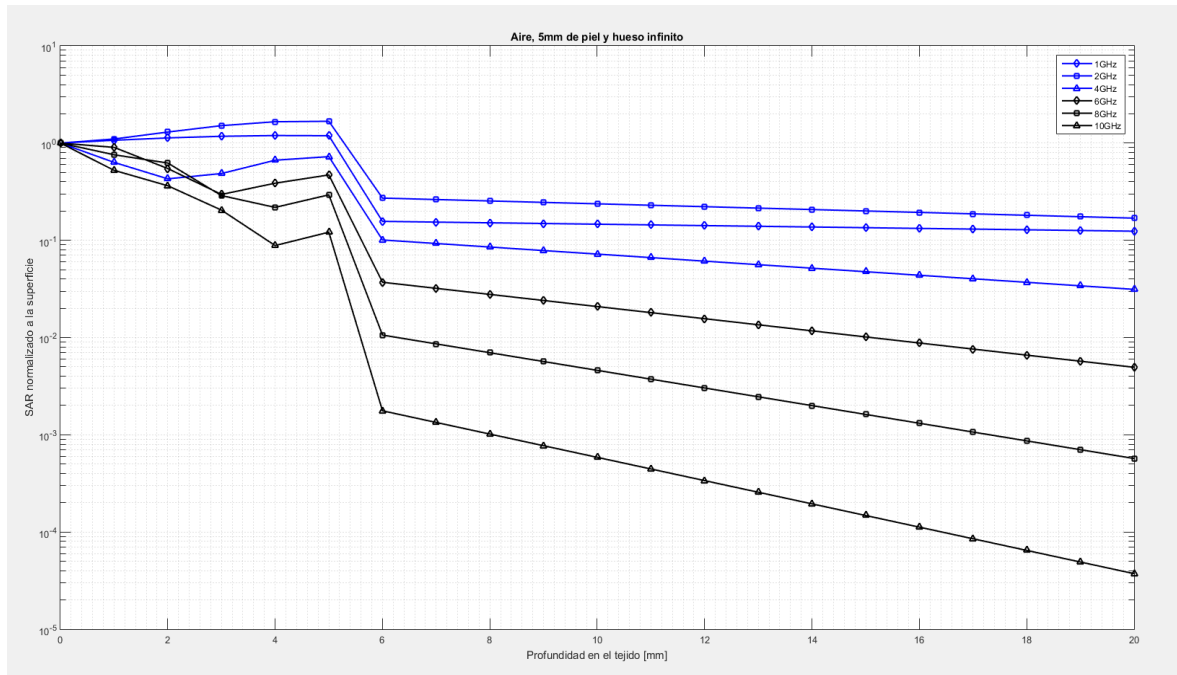


Figura 4-1-3: 5mm de piel y hueso infinito

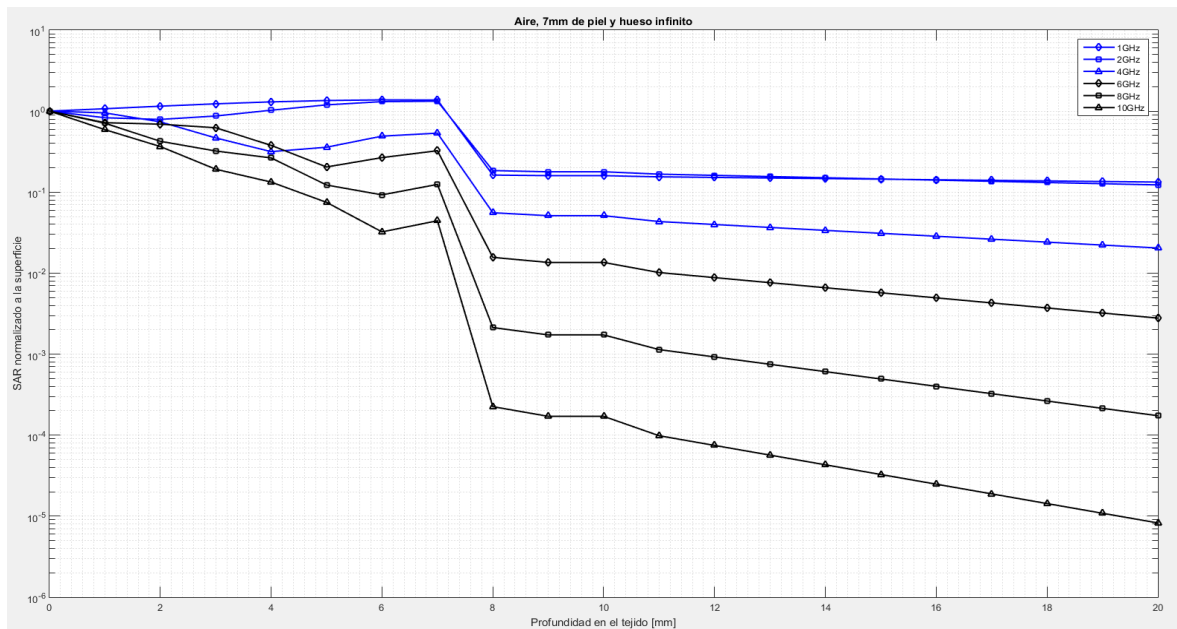


Figura 4-1-4: 7mm de piel y hueso infinito

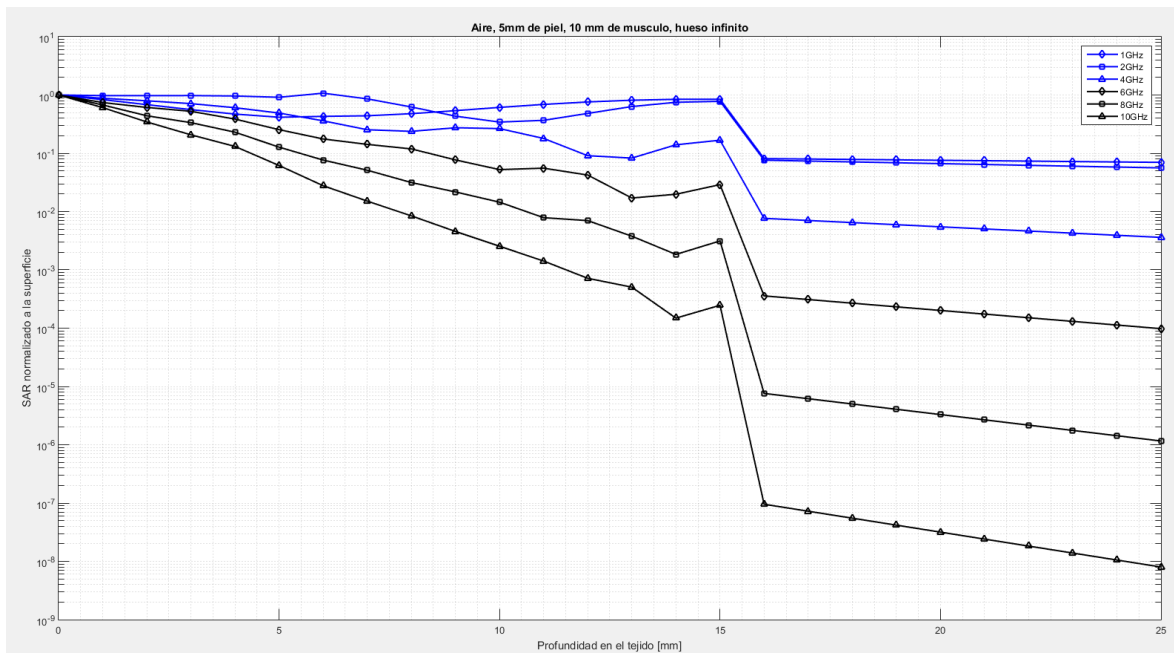


Figura 4-1-5: 5mm de piel, 10mm de músculo y hueso infinito

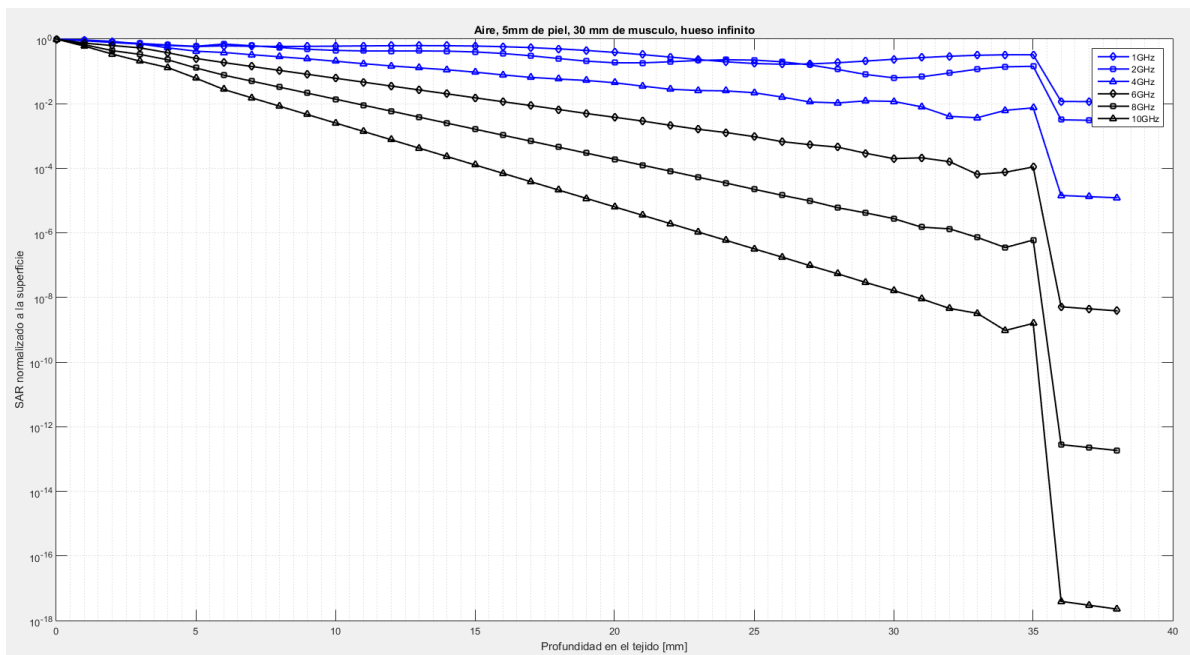


Figura 4-1-6: 5mm de piel, 30 mm de músculo y hueso infinito

De estos cinco resultados obtenidos a partir de los modelos canónicos de una onda plana con incidencia normal sobre tejido biológico podemos obtener algunas conclusiones:

1. El valor del SAR disminuye rápidamente a altas frecuencias a medida que se profundiza en el tejido. Para las soluciones de los modelos implementados, vemos que a los 10 mm el valor puntual SAR disminuye por lo menos en un factor 10 respecto a la que se encuentra en la superficie entre el tejido y el aire ($z=0$).
2. También se puede ver que la diferencia entre los valores dieléctricos de los tejidos (piel, musculo y hueso) causa ondas reflejadas.
3. El valor del SAR a la profundidad del tejido óseo podemos ver que disminuye drásticamente.

Estos resultados que se han obtenido coinciden con otros trabajos que se han realizado de esta misma temática [10].

4.2 Modelos Canónicos de incidencia normal reflejada sobre una superficie metálica

En estos modelos canónicos, como un primer acercamiento a la introducción del implante, se pondrá un plano metálico después de los tejidos biológicos. Al igual que en los modelos canónicos anteriores, el módulo del campo eléctrico incidente será 1 [V/m] y se propagará en el sentido positivo del eje z. Esta situación está representada en la siguiente figura:

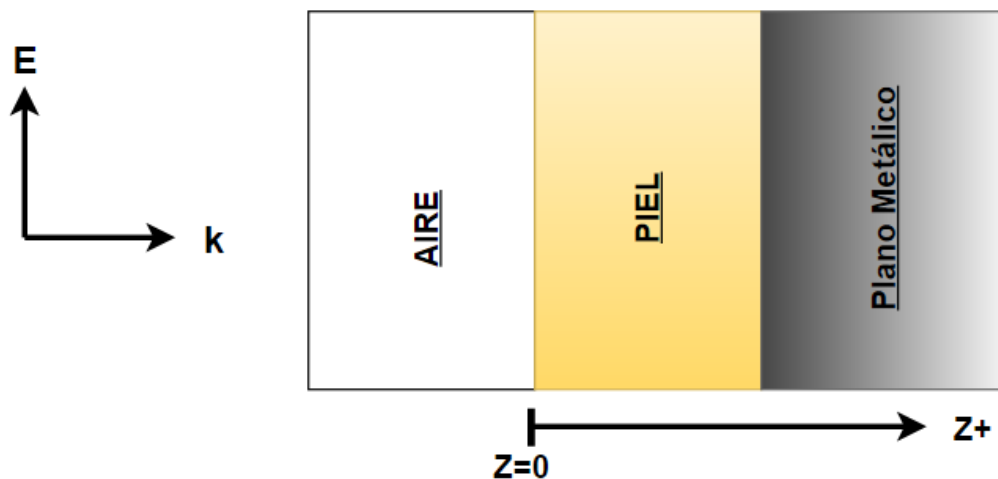


Figura 4-2-1: Plano metálico

Las frecuencias a las que se han generado las ondas planas también son las mismas que las del apartado 4.1.

Las características de los materiales metálicos que se implementarán están recogidos en la siguiente tabla [11]:

PEC		Acero Inoxidable			Titanio		
σ [S/m]	ρ [Kg/ m ³]	ϵ_r	σ [S/m]	ρ [Kg/ m ³]	ϵ_r	σ [S/m]	ρ [Kg/ m ³]
∞	8000	31.7	$1.32 \cdot 10^6$	8000	40	$2.38 \cdot 10^6$	8000

Tabla 4-2: Material plano metálico

Las características de los tejidos biológicos siguen siendo los mismos datos mostrados por la tabla 4-1.

En estos modelos canónicos se empezará diseñando con un plano metálico PEC ($\sigma = \infty$), y a partir de este modelo se variará el material del plano metálico hacia materiales que se utilicen en los implantes médicos reales.

En los resultados, lo que se representa es el valor de SAR y SAR normalizado a la superficie frente a la profundidad en los tejidos biológicos.

Los modelos canónicos implementados y sus resultados son:

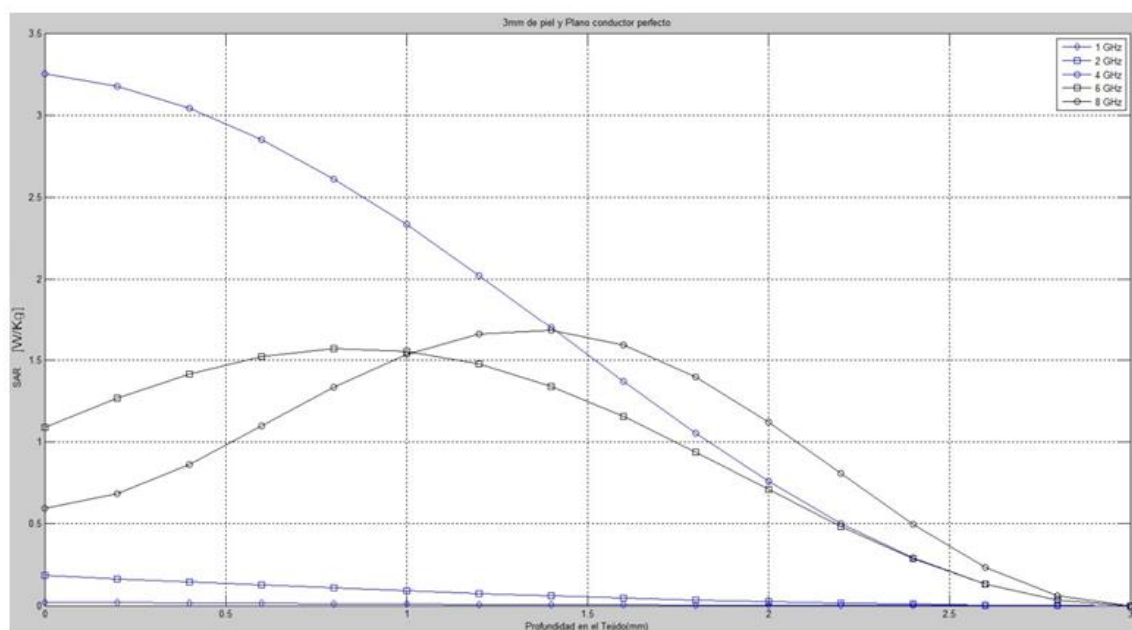


Figura 4-2-2: 3mm de piel y plano PEC

En esta primera gráfica presentada (plano metálico de conductor perfecto) podemos ver que el valor máximo de SAR se produce a la frecuencia de 4 GHz, donde la longitud de onda, λ , en la piel es de aproximadamente de 12 mm.

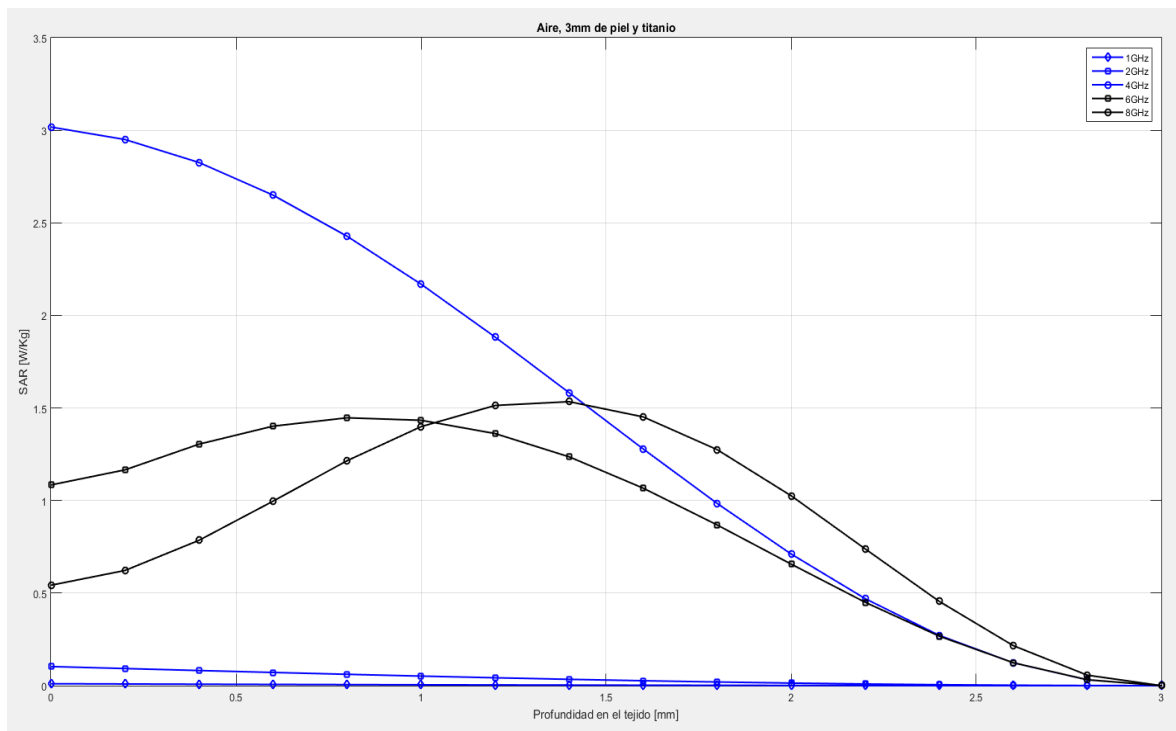


Figura 4-2-3: 3mm de piel y plano de titanio

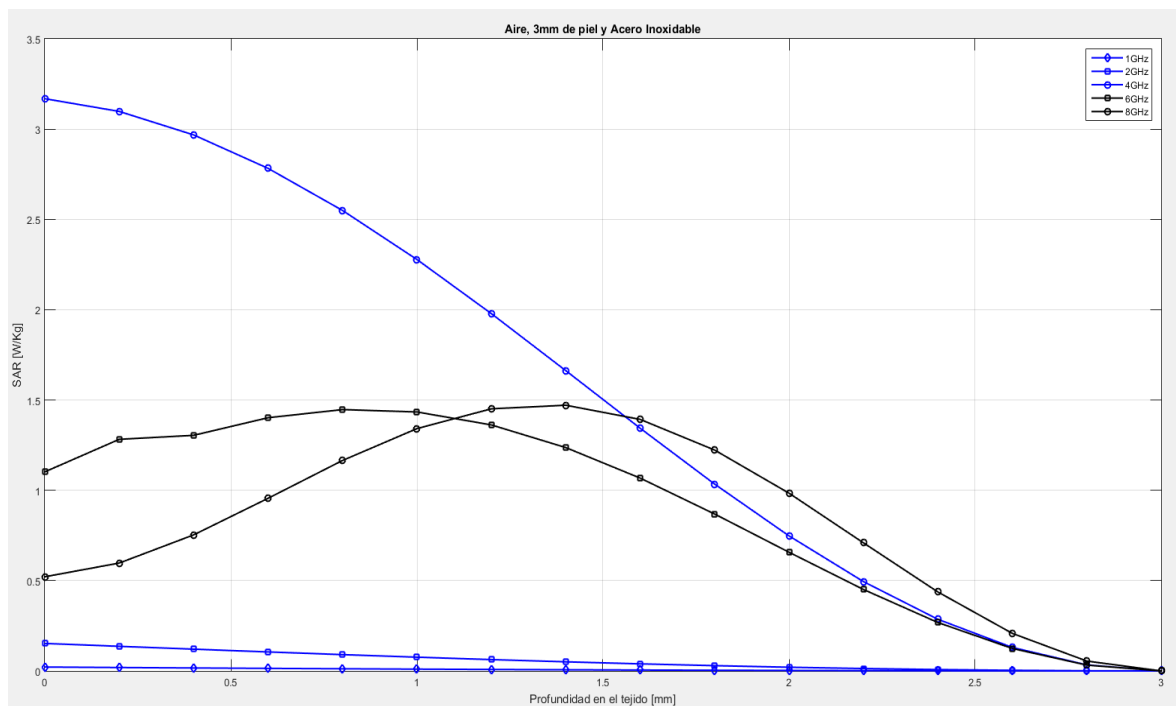


Figura 4-2-4: 3mm de piel y plano de acero inoxidable

En estas dos gráficas se ha representado, con las mismas profundidades que en el caso de plano de conductor perfecto, el valor de SAR. A partir de estos dos resultados, y comparándolos con la primera gráfica del plano PEC, podemos ver que, si bien existen diferencias en los valores de SAR, estas diferencias no son muy grandes.

En las dos últimas gráficas que se mostrarán en este apartado, para ver de manera más clara la caída del SAR, la escala de representación será logarítmica, ya que en una escala lineal sería inapreciable.

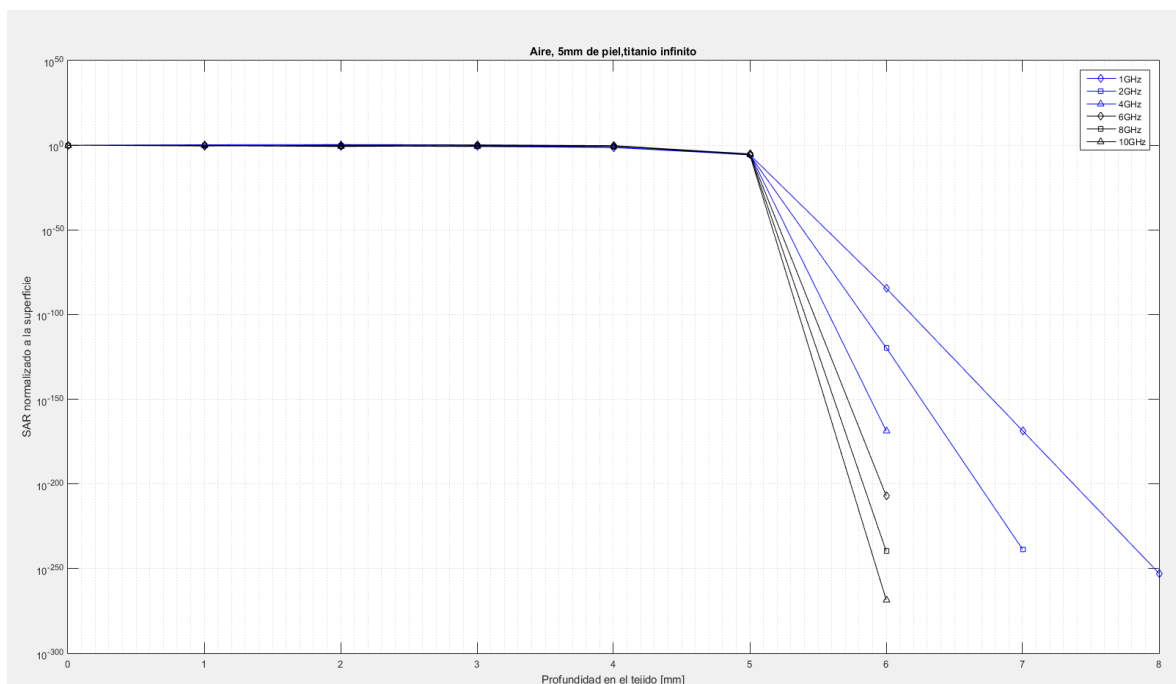


Figura 4-2-5: 5mm de piel y plano de titanio

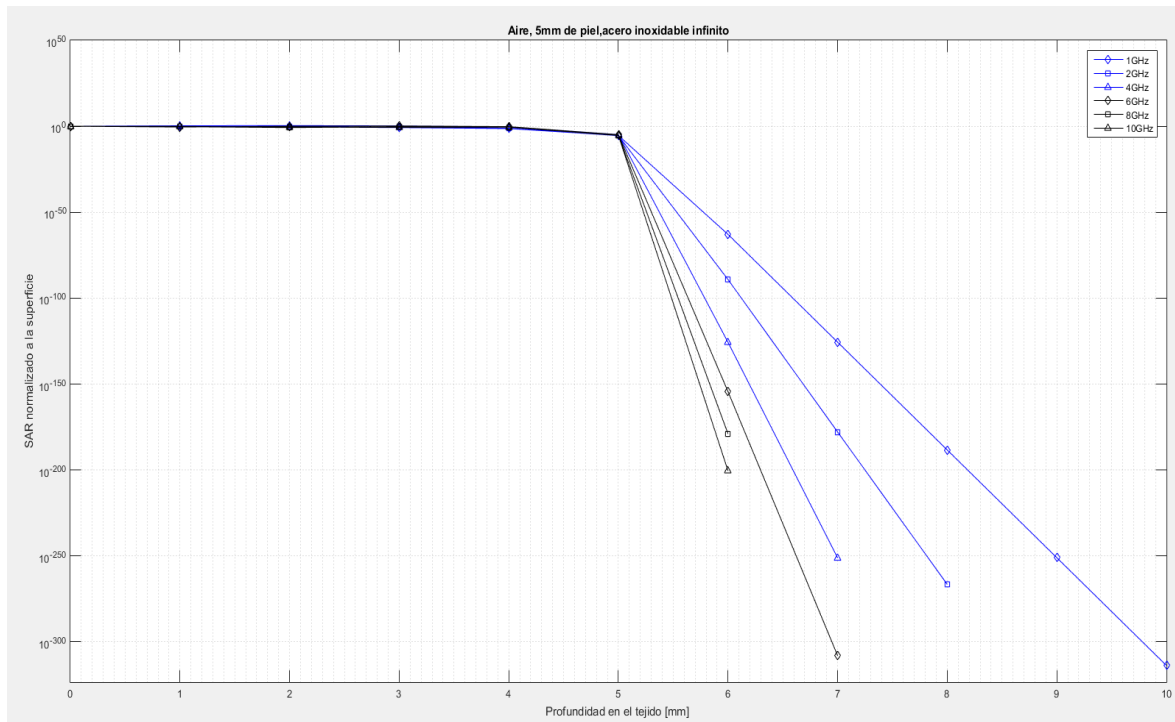


Figura 4-2-6: 5mm de piel y plano de acero inoxidable

En estas dos últimas gráficas podemos ver que utilizando planos metálicos de materiales que se utilizan normalmente en los implantes médicos reales, como el titanio o el acero inoxidable, la caída a cero que se produce en el valor del SAR es casi inmediata.

Por lo tanto, a la vista de los resultados de este apartado, en los siguientes modelos de estudio que se presentarán en el proyecto se trabajará sobre materiales metálicos de conductor perfecto. Esta aproximación que se utilizará llevará a unos resultados que no son del todo exactos, pero que permiten dar una muy buena idea de lo que ocurriría en el caso general de los materiales metálicos utilizados en los implantes médicos.

4.3 Modelos Canónicos de incidencia oblicua

En este apartado se presentan los modelos canónicos relacionados con una onda plana que viaja por el aire e incide de manera oblicua sobre el tejido biológico. Este campo eléctrico que se generará tendrá, al igual que en los apartados anteriores, un módulo de 1 [V/m].

El ángulo de incidencia de la onda plana incidente en el tejido se irá variando, según lo visto en el apartado “Principios teóricos”, en los siguientes casos: 0° , 15° , 30° , 45° , 60° , 75° y 90° .

A parte de esta variación del ángulo incidente de la onda plana, se tiene que tener en cuenta la polarización de la misma, es decir, si esta polarización es perpendicular o paralela.

Para una mejor comprensión del diseño que se implementará, en la siguiente figura se muestra de manera gráfica los modelos canónicos implementados:

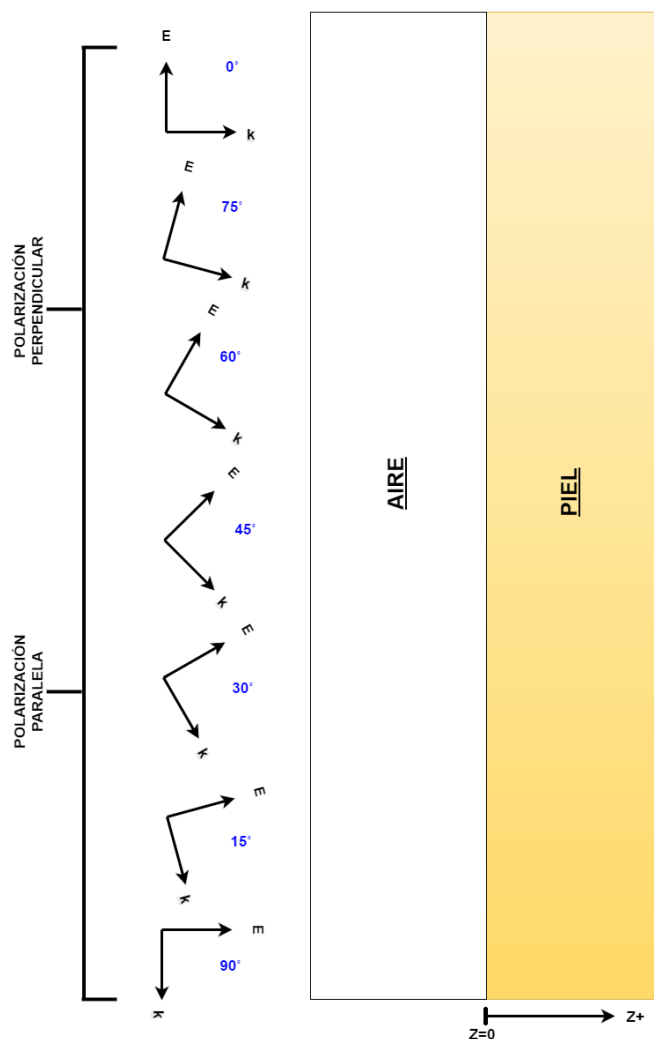


Figura 4-3-1: Incidencia oblicua

Las características de la piel se han tomado de la tabla 4-1.

Los resultados de estos modelos que se van a presentar corresponden al punto $z=0$, es decir, los datos que se mostrarán corresponden a SAR en el plano de discontinuidad entre el aire y la piel. Esto se realiza con el fin de poder ver de manera más clara en los resultados como afecta al SAR el ángulo de incidencia de la onda plana así como la polarización. También, se ha elegido trabajar sobre el plano de discontinuidad porque el comportamiento del SAR con la profundidad del tejido es muy similar en todos los casos de incidencia oblicua, ocurriendo su máximo en $z=0$.

Al igual que en los demás casos, la onda plana que incide sobre la superficie de discontinuidad se ha generado para varias frecuencias.

Los casos canónicos de una onda plana con incidencia oblicua que se analizarán y sus resultados en este trabajo son:

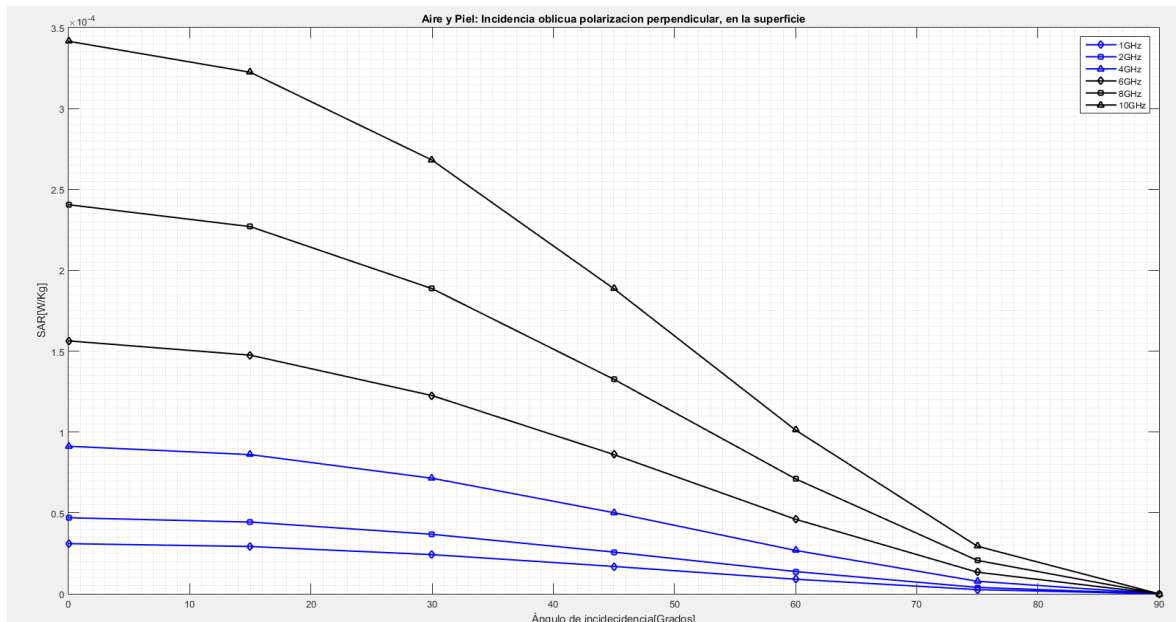


Figura 4-3-2: Incidencia oblicua, polarización perpendicular

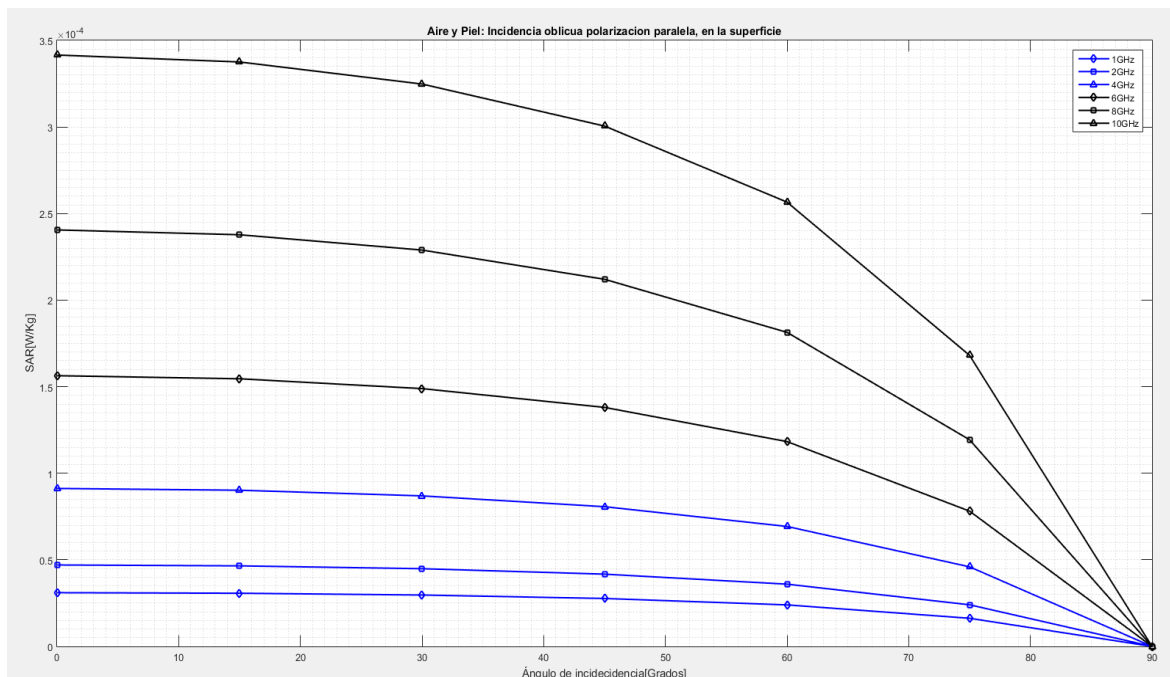


Figura 4-3-3: Incidencia oblicua, polarización paralela

En los resultados se han unido los valores obtenidos entre los distintos ángulos simulados. Si bien esta aproximación no es exacta, no se aleja mucho de los valores reales y nos sirve para tener una visión aproximada de lo que pasa para todos los ángulos de incidencia.

Como se puede ver en las figuras, a medida que el ángulo de incidencia empieza a aumentar, el valor del SAR disminuye progresivamente hasta que el ángulo de incidencia es 90°, donde el SAR cae hasta cero. Esta respuesta era de esperar ya que si el ángulo de incidencia es 90°, la dirección de propagación de la onda plana es paralela al tejido biológico y por tanto el campo externo no generará campo interno en los tejidos. También se puede ver que esta caída de SAR es más pronunciada a altas frecuencias que a bajas.

Si comparamos la caída de SAR en ambas polarizaciones, podemos ver que a un ángulo de 45°, la polarización perpendicular cae hasta casi la mitad del valor en altas frecuencias, mientras que en la polarización paralela este valor, si bien es cierto que baja, apenas existe 1 W/Kg de diferencia. Es decir, el valor del SAR cae de manera más pronunciada en la polarización perpendicular que en la polarización paralela.

5 Modelos de ondas planas con incidencia sobre implantes

En esta sección se analizarán los modelos donde se ha introducido un implante metálico.

En un primera aproximación a la introducción de un implante real, introduciremos un implante cilíndrico metálico, y estudiaremos las características obtenidas de sus simulación.

Por último se introducirá un modelo más realista de implante médico, el S-AIMD1 [5].

Por tanto dividiremos este apartado en:

- Modelos canónicos de un implante cilíndrico.
- S-AIMD1.

El diseño y simulación de estos modelos se han realizado en la herramienta CST Microwave Studio y al igual que antes los resultados se han representado en Matlab.

5.1 Modelos Canónicos con implante cilíndrico

En este apartado se analizarán los modelos canónicos cuando una onda plana incide sobre un tejido biológico y se encuentra instalado un implante cilíndrico.

El implante será un cilindro metálico de conductor perfecto (PEC), cuyas propiedades están definidas en la primera columna de la tabla 4-2.

El modelo del implante que se implementará está representado en la siguiente figura:

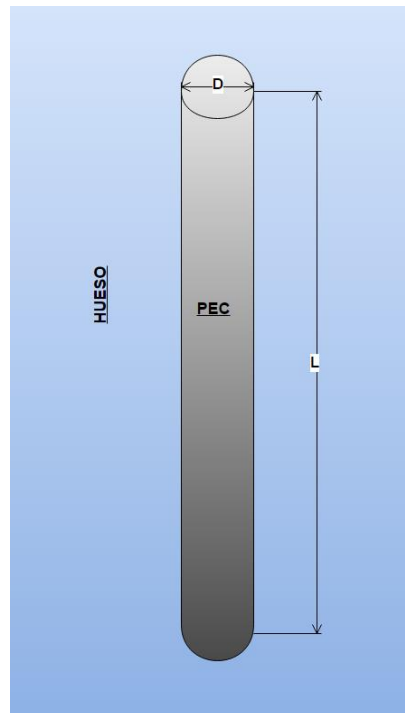


Figura 5-1-1: Implante metálico

Donde “D” es el diámetro del implante en mm y “L” es la longitud en mm. Como se puede apreciar en la figura, en el modelo que implementemos, supondremos que el tejido biológico que rodea al implante es hueso y es infinito.

La herramienta CST Microwave Studio permite de manera sencilla generar ondas planas tanto con incidencia normal como incidencia oblicua y manejar figuras tridimensionales.

Para generar ondas planas, hay que dirigirse a la pestaña “Simulation” y en el apartado “Sources and Loads” pinchar en “Plane Wave”. Ahora aparecerá una nueva ventana donde para este trabajo, en el diseño de la onda plana ya sea con incidencia normal como incidencia oblicua, la polarización que se seleccionará en el apartado “Polarization” es “Linear”.

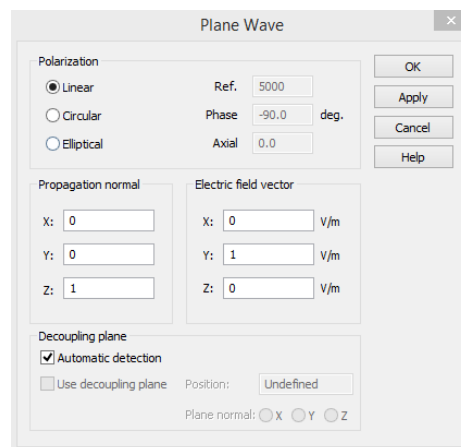


Figura 5-1-2: Plane Wave CST

En esta nueva ventana, aparte de poder elegir la polarización de la onda plana, también permite elegir la dirección de propagación y el vector de campo eléctrico. Gracias a estos dos parámetros se puede diseñar si la incidencia de la onda plana es normal u oblicua y en caso de ser oblicua, poder cambiar el ángulo de incidencia del mismo. También gracias a estos dos parámetros, se puede definir el módulo del campo eléctrico de la onda plana que deseemos; en este apartado para los tres modelos canónicos que se diseñaran, el módulo del campo eléctrico será 1 [V/m].

Otra característica que comparten estos tres modelos diseñados es el tejido que los rodeará. Las características eléctricas del tejido biológico del hueso se enumeraron en la tabla 4-1, pero en los tres modelos que se implementarán en este punto son bastante más complejos que el visto en ese apartado, y la onda plana que incide sobre el implante cilíndrico se generará para más frecuencias. Por lo tanto las frecuencias bajo las que se estudiará este implante y los valores eléctricos del tejido del hueso están definidos en la siguiente tabla [9]:

Frecuencia MHz	Hueso		
	ϵ_r	σ [S/m]	λ (mm)
10	36.8	0.0428	3837
16	27.9	0.047	2831
25	22.5	0.0509	2096
30	20.9	0.0525	1844
40	18.9	0.0551	1497
63	16.7	0.0594	1057
100	15.3	0.0643	722
160	14.3	0.0705	479
250	13.7	0.0784	318
300	13.4	0.0827	268
400	13.1	0.0913	204
630	12.8	0.113	132
1000	12.4	0.156	84.7
1600	11.9	0.242	53.9
2500	11.4	0.404	35.3
3000	11.1	0.506	29.8
4000	10.5	0.727	22.8
6300	9.46	1.27	15.2
10000	8.12	2.14	10.3

Tabla 5-1: Tejido del hueso

Aunque los tejidos biológicos (en este caso el hueso) tienen pérdidas, debido a las limitaciones tecnológicas de la herramienta con la que se han diseñado estos modelos (CST) en el diseño de los modelos no se tendrán en cuenta los efectos de las pérdidas. La siguiente gráfica muestra evolución de la tangente de pérdidas en el rango de frecuencias de interés:

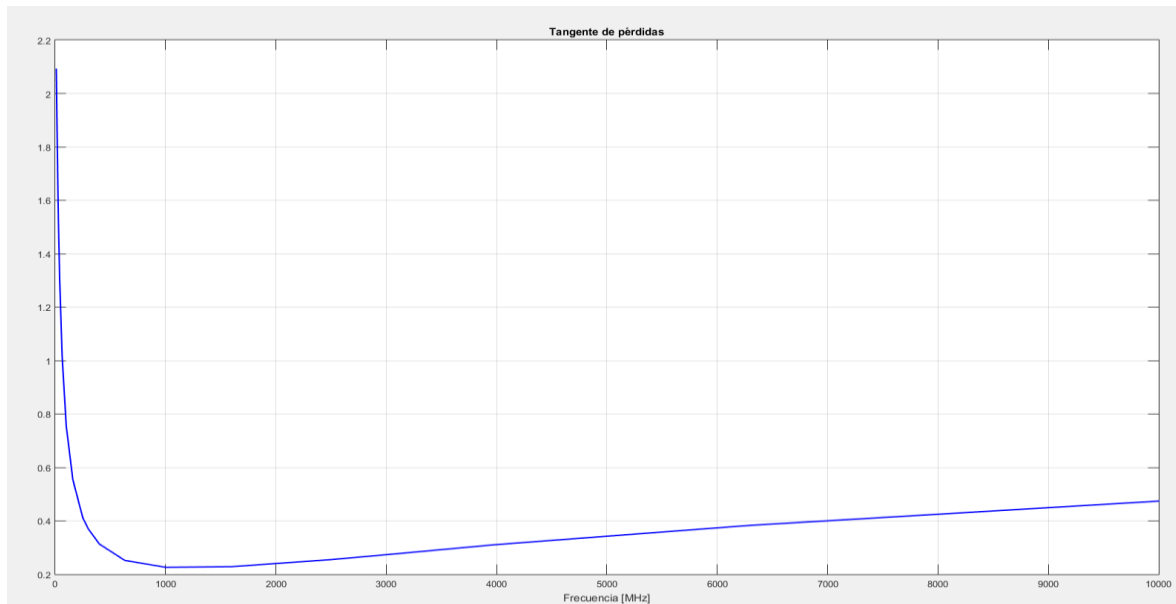


Figura 5-1-3: Tangente de pérdidas

En esta gráfica, se puede ver que en la mayor parte del rango de frecuencias que se utilizarán, el valor de la tangente de pérdidas está por debajo de 0.5 que, aunque no sea un valor pequeño, como primera aproximación al problema de implantes se asumirá despreciable.

Si bien es cierto que el no tener en cuenta en el diseño las pérdidas del tejido producirá error en los resultados, este error no será excesivo. Por lo que aunque los resultados del diseño no sean exactos, nos permiten analizar las interacciones del campo electromagnético cuando una onda plana incide sobre un implante médico.

En los resultados que se mostrarán a continuación no se mostrarán valores de SAR si no que utilizará el VAR pico frente a la frecuencia.

Los modelos analizados y sus resultados para este apartado son:

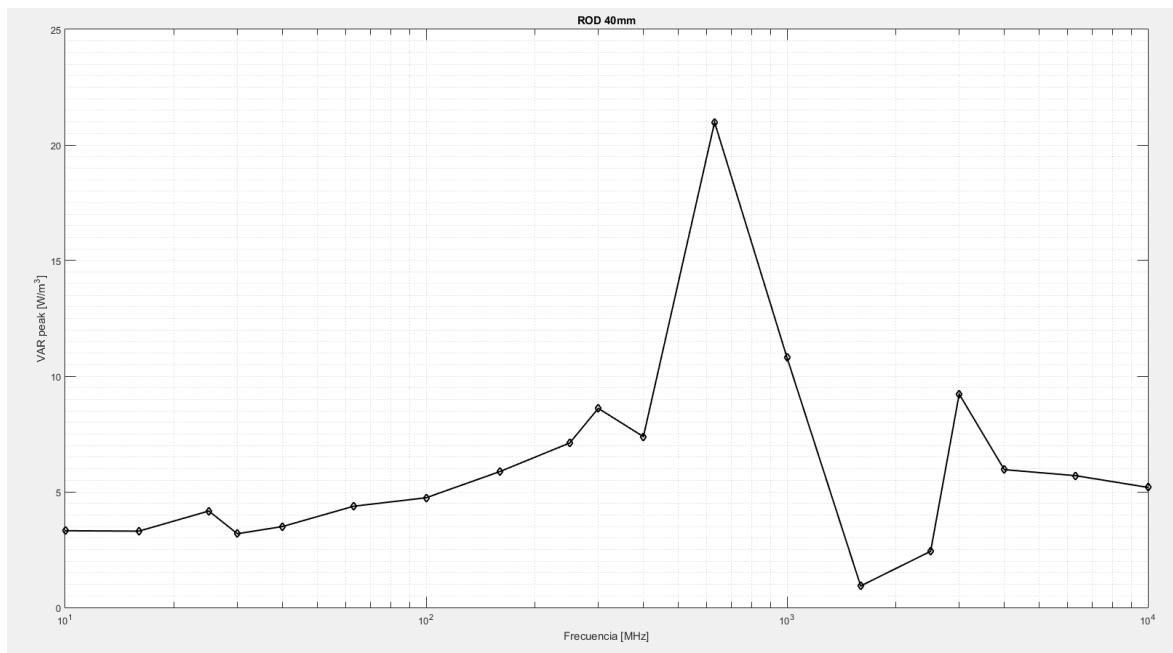


Figura 5-1-4: Implante metálico (D=4 mm y L=40 mm), incidencia normal

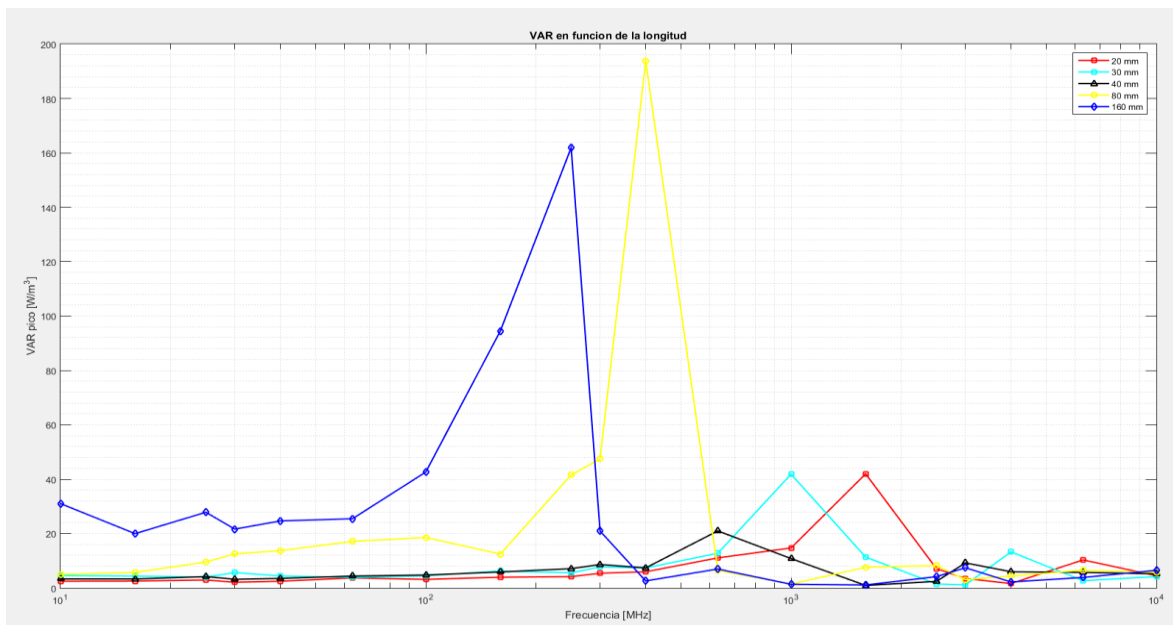


Figura 5-1-5: Implante metálico, variación en la longitud

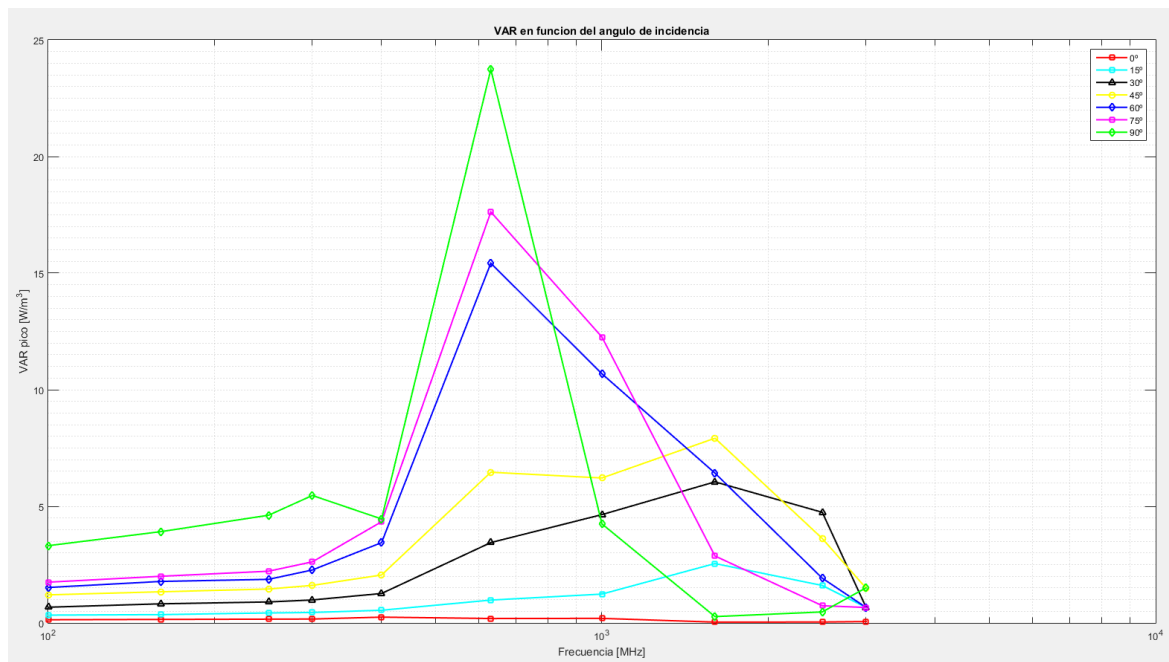


Figura 5-1-6: Implante metálico, incidencia oblicua

Estos resultados se analizarán de manera independiente para una mejor comprensión de los mismos:

1. En la primera gráfica podemos ver como evoluciona el valor VAR pico con la frecuencia. En esta gráfica se pueden diferenciar tres secciones. Por un lado desde 10 MHz a 400 MHz encontramos una zona de sub-resonancia con un valor de VAR pico por debajo de los $8.6 \frac{W}{m^2}$. A la frecuencia de 630 MHz encontramos el punto de resonancia con un valor de VAR pico de $20.98 \frac{W}{m^2}$. Por último desde 1600 MHz a 10000 MHz se encuentra una zona de supra-resonancia donde el valor VAR pico llega a caer hasta $0.95 \frac{W}{m^2}$.
2. En la segunda gráfica se muestra como evoluciona el valor VAR pico a lo largo del rango de frecuencias para varias longitudes del implante metálico. Aquí podemos observar como se desplaza la frecuencia de resonancia a frecuencias más bajas a medida que la longitud del implante aumenta.
3. En el último resultado mostrado en este apartado, se aprecia como varía el valor VAR pico cuando la onda que incide sobre el implante lo hace de manera oblicua. Como se puede ver, en este caso la frecuencia de resonancia no varía, pero el valor VAR pico empieza a disminuir a medida que la dirección de propagación de la onda plana incidente es paralela al implante hasta llegar casi a cero cuando es completamente paralela. También se puede ver que el valor VAR pico alcanza su valor máximo cuando la dirección de propagación de la onda plana es normal al implante metálico.

En trabajos con una temática similar [10], las conclusiones a las que se llegan son parecidas a las que se han obtenido aquí.

5.2 S-AIMD1

En este apartado, se definirá el diseño del implante S-AIMD1. El S-AIMD1 es un implante médico usado para la verificación y evaluación, tanto computacional como experimental, de interacciones de implantes con campos electromagnéticos a las frecuencias de los escáneres de resonancia magnética. Este implante y el diseño del mismo viene definido en el estándar ISO/TS 10974 [5].

En la siguiente figura está representado el implante S-AIMD1:

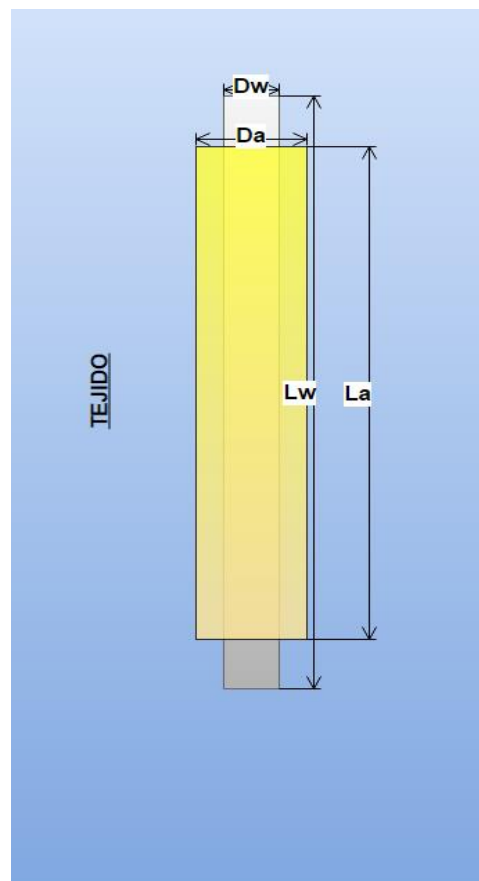


Figura 5-2-1: Esquema S-AIMD1

En donde:

Lw (mm)	400
La (mm)	380
Dw (mm)	1.5
Da (mm)	2.5

Tabla 5-2-1: Medidas del implante S-AIMD1

Como se ve en la figura, el implante S-AIMD1 se conforma de dos partes diferenciadas. Por un lado se encuentra un cilindro metálico de conductor perfecto (PEC) cuyas características eléctricas se encuentra en la tabla 4-2. Por otro lado rodeando al cilindro metálico se encuentra un material aislante cuyas características están definidas en la siguiente tabla [5]:

Aislante		
ϵ_r	$\sigma[\text{S/m}]$	$\rho[\text{Kg/ m}^3]$
3	0	1400

Tabla 5-2-2: Valores del material aislante

Asumiremos que estos valores no varían con la frecuencia.

Como se aprecia en la figura 5-2-1 el implante está rodeado de un tejido biológico cuyas características eléctricas [5] son:

Tejido S-AIMD1	
ϵ_r	$\sigma[\text{S/m}]$
78	0.48

Tabla 5-2-3: Valores del tejido que rodea al S-AIMD1

Al igual que en el caso del material aislante, se asumirá que las características eléctricas del tejido que rodea al implante no varían con la frecuencia y es infinito en todas las direcciones del espacio.

En los diseños que se implementarán, el módulo de la onda plana incidente será 1 [V/m]. Al igual que en el apartado anterior, los resultados que se muestra son el valor VAR pico frente a la frecuencia.

Una vez definido el implante que se utilizará, en este apartado se realizarán dos diseños que se analizarán y sus respectivos resultados son:

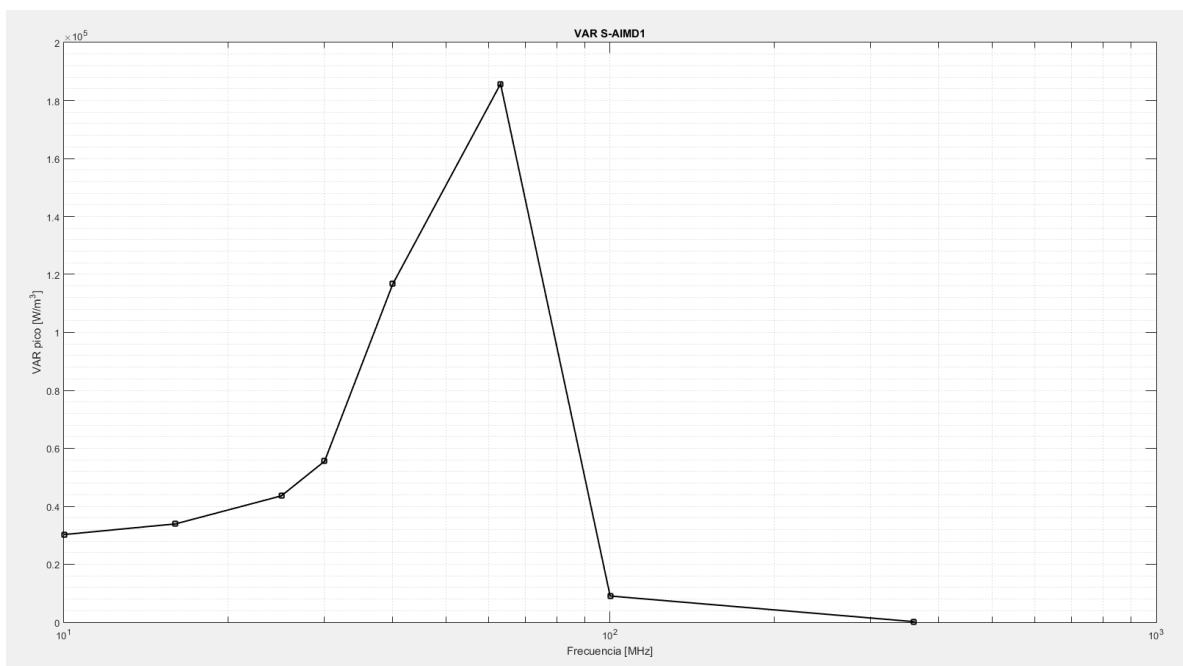


Figura 5-2-2: S-AIMD1, incidencia normal

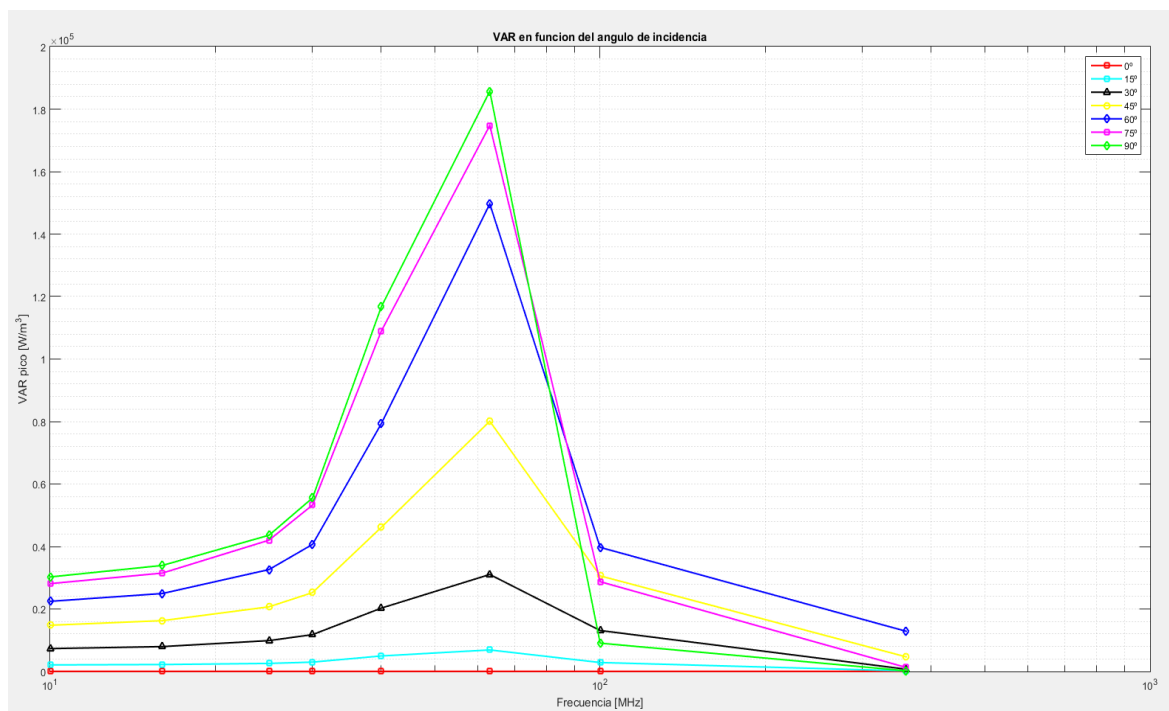


Figura 5-2-3: S-AIMD1, incidencia oblicua

Analizaremos los resultados de manera individual:

1. En el primer resultado que se muestra se diferencian tres partes. Desde 10 MHz a 25 MHz vemos una zona de sub-resonancia, una zona de resonancia a 63 MHz y una zona de supra-resonancia desde los 100 MHz hasta los 360 MHz. Esta frecuencia de resonancia tiene lógica, ya que el estándar S-AIMD1 es para seguridad de implantes en MRI, funcionando estos sistemas a 64 MHz.
2. En la segunda gráfica podemos ver como a medida que el ángulo de incidencia aumenta y la dirección de propagación de la onda plana pasa a ser paralela al implante S-AIMD1, el valor del VAR pico disminuye llegando a valer casi cero.

6 Conclusiones y trabajo futuro

6.1 Conclusiones

En este Trabajo de Fin de Grado se han diseñado y analizado distintos modelos canónicos que han permitido estudiar de una manera general la interacción entre el campo electromagnético y los tejidos biológicos, así como con los implantes médicos.

En un principio se han realizado modelos canónicos de una onda plana con incidencia normal sobre varios tejidos biológicos, variando las características y profundidad de estos tejidos. Con esto se ha podido comprobar como disminuye el valor del campo eléctrico para varias frecuencias, lo que se traduce en una caída del valor del SAR en los tejidos.

A continuación, en una primera aproximación a la inserción de un implante metálico cilíndrico, se han realizado varios modelos canónicos con un plano metálico tras el tejido biológico. El material de este plano metálico se ha ido variando desde PEC hacia otros metales que se utilizan en los implantes reales. Con estos modelos se ha podido comprobar que la aproximación a un conductor perfecto no genera mucho error. Debido a esta conclusión, en los modelos de implantes de los siguientes apartados el material de este implante metálico es PEC.

Después se han realizado varios modelos de una onda plana con incidencia oblicua sobre tejido biológico. Gracias a los resultados obtenidos de estos modelos se ha podido comprobar como disminuye el SAR en los tejidos biológicos cuando el ángulo de incidencia de la onda plana va variando.

Por último, en la parte final de este Trabajo de Fin de Grado se han implementado y mostrado los resultados de modelos de implantes metálicos. Estos modelos de implantes metálicos se diferencian en dos.

Por un lado se ha implementado un primer modelo de implante metálico cilíndrico. En este modelo se ha realizado dos modificaciones. En una primera modificación, se ha variado la longitud del implante. De esta modificación se ha podido comprobar como la frecuencia de resonancia a la que se produce el pico de VAR varía. En la segunda modificación realizada, se ha variado el ángulo de incidencia de la onda plana que incide sobre el implante. Con esta segunda modificación, se ha visto como a medida que la dirección de propagación se hace paralela al implante, el valor del VAR baja hasta casi cero.

Por último, el segundo modelo implementado un modelo más realista de implante, el S-AIMD1. Sobre este modelo se ha realizado una modificación, variar el ángulo de incidencia de la onda plana. Con esta variación se ha comprobado como varía el VAR. También sobre el modelo S-AIMD1 se ha obtenido la frecuencia de resonancia.

6.2 Trabajo futuro

Para comprender de una manera más exhaustiva la interacción del campo electromagnético con el tejido biológico y los implantes médicos se podría desarrollar lo visto en este trabajo de distintas formas.

En primer lugar, se podrían generalizar los campos electromagnéticos que inciden sobre el tejido, pudiendo realizarse el estudio con ondas electromagnéticas provenientes de una fuente cercana, con lo que la asunción de una onda plana dejaría de ser operativa. Este desarrollo sería más complejo que el visto en este trabajo, pero daría una idea más certera de la interacción entre el campo electromagnético y los tejidos biológicos y los implantes médicos.

También, como se ha dicho en el apartado de “Estado del arte”, en este trabajo no se ha tenido en cuenta el incremento de la temperatura resultante de la interacción del campo electromagnético con el implante médico. La introducción de esta variable complicaría el desarrollo visto a lo largo de este trabajo, pero al mismo tiempo nos daría una visión más clara de las consecuencias de esta interacción.

Por otro lado, como se ha expuesto en el apartado 5.1, debido a las limitaciones tecnológicas no se han podido incluir en los modelos de implantes las pérdidas de los tejidos biológicos. Por lo tanto si se cuenta con software capaz de simular estos mismos resultados con las pérdidas de los tejidos se podrían obtener unos resultados aún más precisos.

También se podría seguir desarrollando este trabajo añadiéndole mayor complejidad y variedad a los implantes médicos. Por ejemplo una posible mejora interesante sería ir cambiando las formas de estos implantes y variar el tejido que rodea a los mismos.

Por último, se podrían analizar modelos más complejos y detallados del cuerpo humano y no solo ver estos como una sucesión de tejidos.

Referencias

- [1] Jose M^a Gil Gil y Manuel Lambea Olgado: Contaminación Electromagnética, Universidad Politécnica de Madrid, Dpto. de Electromagnetismo y Teoría de Circuitos, Ed. Fundación Rogelio Segovia para el Desarrollo de las Telecomunicaciones, 2005.
- [2] Federal Communications Commission: Guidelines for Evaluating the Environmental Effects of Radiofrequency Radiation, 1996.
- [3] ICNIRP Guidelines for Limiting to Time-Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields, publicado en Health Physics, 1998.
- [4] IEEE International Committee on Electromagnetic Safety: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 KHz to 300 GHz, 2006.
- [5] ISO/TS 10974, Assessment of the Safety of Magnetic Resonance Imaging for Patients with an Active Implant Medical Device, 2012.
- [6] D.K. Cheng: Fundamentos de Electromagnetismo para Ingeniería, Addison Wesley, 1997.
- [7] Jorge Alfonso Ruiz Cruz: Fundamento de Transmisión y Propagación de Ondas, Universidad Autónoma de Madrid, Dpto. de Tecnología Electrónica y de las Comunicaciones.
- [8] Miguel Ángel Solano Vérez: Electrodinámica, Universidad de Cantabria, Dpto. de Ingeniería de Comunicaciones, 2009.
- [9] Gabriel S, Lau RW y Gabriel C: The Dielectric Properties of Biological Tissues III, Parametric Models for the Dielectric Spectrum of Tissues, Physics in Medicine & Biology, 1996.
- [10] Vitas Anderson y Robert McIntosh: Guidelines for the RF exposure assessment of metallic implants, Australian Center for RF Bioeffects Research, Swinburne University of Technology, 2008.
- [11] Base de datos “The Engineering ToolBox”, <http://www.engineeringtoolbox.com/>.